



HAL
open science

Avènement et évolution de la radiologie en odontologie de la fin du XIXe siècle à aujourd'hui

Julien Zarate

► **To cite this version:**

Julien Zarate. Avènement et évolution de la radiologie en odontologie de la fin du XIXe siècle à aujourd'hui. Sciences du Vivant [q-bio]. 2015. hal-01732927

HAL Id: hal-01732927

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01732927v1>

Submitted on 14 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

ACADEMIE DE NANCY – METZ
UNIVERSITE DE LORRAINE
FACULTE D'ODONTOLOGIE DE NANCY

Année 2015

N° 6890

THESE

pour le

**DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE**

par

Julien ZARATE

Né le 04 mai 1988 à Algrange (57)

**AVÈNEMENT ET ÉVOLUTION DE LA RADIOLOGIE EN
ODONTOLOGIE DE LA FIN DU XIX^e SIÈCLE À AUJOURD'HUI**

Présentée et soutenue publiquement le lundi 22 juin 2015

Examineurs de la thèse :

Pr J.M. MARTRETTE

Dr V. MOBY

Dr A. WESTPHAL

Dr G. BON

Dr F. CAMELOT

Professeur des Universités

Maître de Conférences

Maître de Conférences

Assistant Hospitalier Universitaire

Assistant Hospitalier Universitaire

Président

Juge

Juge

Juge

Juge

Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI — Dr Céline CLEMENT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER – Pr ARTIS -

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS

Professeur Emérite : Pr J.P. LOUIS

Maître de conférences CUM MERITO : Dr C. ARCHIEN

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme M. Mlle Mlle Mlle	<u>DROZ Dominique (Desprez)</u> PREVOST Jacques HERNANDEZ Magali JAGER Stéphanie LAUVRAY Alice	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante* Assistante* Assistante
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. Mlle Mlle	<u>FILLEUL Marie Pierryle</u> EGLOFF Benoît BLAISE Claire LACHAUX Marion	Professeur des Universités* Maître de Conf. Associé Assistante Assistante
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme M. Mme	<u>CLEMENT Céline</u> CAMELOT Frédéric LACZNY Emily	Maître de Conférences* Assistant* Assistante
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. Mme M. M. Mlle Mlle	<u>AMBROSINI Pascal</u> BISSON Catherine PENAUD Jacques JOSEPH David BOLONI Eszter PAOLI Nathalie	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conf. Associé Assistante Assistante*
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	Mme M. Mlle M. M. Mlle M. Mlle M.	<u>GUILLET-THIBAUT Julie</u> BRAVETTI Pierre PHULPIN Bérengère VIENNET Daniel BALZARINI Charlotte DELAITRE Bruno KICHENBRAND Charlène MASCHINO François	Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Assistant Assistante* Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. M.	<u>YASUKAWA Kazutoyo</u> MARTRETTE Jean-Marc WESTPHAL Alain	Maître de Conférences* Professeur des Universités* Maître de Conférences*
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. Mlle M.	<u>ENGELS-DEUTSCH Marc</u> AMORY Christophe BALTHAZARD Rémy MORTIER Éric BON Gautier MUNARO Perrine VINCENT Marin	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistante Assistant*
Sous-section 58-02 Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. x M. Mlle M. M. Mlle Mme	<u>DE MARCH Pascal</u> xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx SCHOUVER Jacques CORNE Pascale LACZNY Sébastien MAGNIN Gilles SIMON Doriane VAILLANT Anne-Sophie	Maître de Conférences Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante* Assistant Assistant Assistante Assistante*
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme M. M.	<u>STRAZIELLE Catherine</u> RAPIN Christophe (Sect. 33) MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre HARLE Guillaume	Professeur des Universités* Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Associé

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n 'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.*

À notre Président de thèse,

Monsieur le Professeur Jean Marc MARTRETTE

Docteur en Chirurgie Dentaire

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Doyen de la Faculté d'odontologie de Nancy

Chef de Service du CSERD de Nancy

Docteur en Sciences Pharmacologiques

Habilité à diriger des Recherches

Sous-section : Sciences biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)

Vous nous avez fait un très grand honneur en acceptant de présider notre thèse.

Je vous remercie pour la très grande disponibilité, l'attention et la patience dont vous faites avec les étudiants.

Veuillez trouver dans ce travail l'expression de notre vive reconnaissance et de notre profond respect.

À notre juge et directeur de thèse,

Madame le Docteur Vanessa MOBY

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités

Sous section : Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie

Je vous remercie d'avoir accepté de diriger et de présider cette thèse et d'avoir encouragé le choix de mon sujet.

Pour votre aide à chaque étape de la réalisation de ce travail, votre disponibilité, votre bienveillance et la qualité de votre écoute, veuillez trouver ici le témoignage de ma profonde reconnaissance et de mes respectueux remerciements.

À notre juge,

Monsieur le Docteur Alain WESTPHAL

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités

Sous-section : Sciences biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)

Vous avez accepté avec spontanéité et amabilité de participer au jugement de ce travail.

Soyez assuré de ma sincère reconnaissance et de ma profonde considération.

À notre juge,

Monsieur le Docteur Gautier Bon

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant Hospitalier Universitaire

Sous-section : odontologie conservatrice, endodontie

Nous apprécions très sincèrement l'honneur que vous nous faites en acceptant de faire partie de notre jury de thèse.

À notre juge,

Monsieur le Docteur Frédéric CAMELOT

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant Hospitalier Universitaire

Sous-section : Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale

Vous avez accepté avec gentillesse et spontanéité de siéger parmi les membres de notre jury.

Veillez trouver ici l'expression de nos remerciements ainsi que de notre profond respect.

Sommaire

Sommaire	1
Glossaire	6
Liste des tableaux	7
Liste des figures	8
Introduction	15
Partie 1 : Les rayons X	16
1. Concepts fondamentaux	17
1.1. La composition de la matière	17
1.2. La structure de l'atome	17
1.2.1. Le noyau	17
1.2.2. Les électrons	18
1.3. Le rayonnement électromagnétique	19
2. La production des rayons X	20
2.1.1. Le rayonnement continu de freinage ou bremsstrahlung	20
2.1.2. Le rayonnement caractéristique (ou rayonnement de fluorescence)	21
3. Propriétés physiques	21
3.1. Propriétés optiques	21
3.2. Réactions avec la matière : absorption et diffusion	22
3.2.1. L'absorption photoélectrique	23
3.2.2. Effet Thomson	24
3.2.3. Effet Compton	25
4. Propriétés chimiques	26
5. Facteurs contrôlant les caractéristiques d'un faisceau de rayon X	27
5.1. Le temps d'exposition	27
5.2. L'intensité du courant	28
5.3. La tension	29
5.4. La filtration	30
5.5. La collimation	31
5.6. Distance foyer-objet	31
6. Effets biologiques	32
6.1. Effets tissulaires	32

6.1.1.	Effets somatiques	32
6.1.2.	Effets foeto-embryonnaires	33
6.2.	Effets cellulaires	33
6.2.1.	Action directe	34
6.2.2.	Action indirecte	34
Partie 2 : L'avènement de la radiologie		36
1.	Les travaux antérieurs à Röntgen	37
1.1.	Jean-Antoine Nollet	37
1.2.	Heinrich Geissler	38
1.3.	Julius Plücker	39
1.4.	Williams Crookes	40
1.5.	Heinrich Hertz	41
1.6.	Philipp Lenard	42
1.7.	Arthur Willis Goodspeed	43
1.8.	Nikola Tesla	44
2.	La découverte de Röntgen	45
2.1.	La genèse des rayons Röntgen	45
2.2.	L'interview de Röntgen par H.J.W Dam	48
2.3.	Les conclusions de Röntgen	50
3.	Prise de conscience de l'intérêt des rayons X dans le monde	54
3.1.	En Autriche	54
3.2.	Aux États-Unis	54
3.3.	En Allemagne	55
3.4.	En Angleterre	56
3.5.	En France	56
3.6.	Dans le reste du monde	57
4.	Les pionniers de la radiologie dentaire	58
4.1.	Otto Walkhoff (1860-1934)	59
4.2.	Frank Harrison (1859-1912)	61
4.3.	Wilhelm König (1859-1936)	62
4.4.	William James Morton	63
4.5.	Charles Edmund Kells (1856-1927)	65
4.6.	William Herbert Rollins (1852-1929)	68
4.7.	Dr. Stephens	69

4.8.	Dr Bouchacourt	70
4.9.	Weston Andrew Price (1870-1948)	71
4.10.	Howard Rilay Raper (1887-1978)	72
4.11.	Franklin Wilson McCormack	73
4.12.	William Coolidge (1873-1975)	74
5.	Le revers de la médaille	75
5.1.	Les croyances populaires	75
5.2.	Les martyrs de la radiologie	81
5.3.	Prise de conscience et radioprotection	86
Partie 3 :Les premiers appareillages radiologiques		90
1.	Les récepteurs	91
1.1.	Les écrans fluorescents	92
1.2.	La plaque photographique	94
2.	Le tube radiogène à gaz	95
3.	Le système de refroidissement	97
3.1.	Refroidissement par air	97
3.2.	Refroidissement par eau	99
4.	Les régulateurs	100
4.1.	Principe	100
4.2.	Régulateur à air	101
4.3.	L'osmo-régulateur	102
4.4.	Régulateur à étincelles	103
5.	Les générateurs haute tension	104
5.1.	La machine électrostatique	104
5.2.	La bobine d'induction	106
6.	Les interrupteurs	108
6.1.	Les interrupteurs mécaniques	108
6.2.	Les interrupteurs électrolytiques	110
7.	Les redresseurs de courant	111
7.1.	Principe	111
7.2.	Les redresseurs électrolytiques	112
7.3.	La soupape cathodique	113
7.4.	Le kénotron	113
8.	Les accessoires	114

8.1.	Les supports d'ampoules	114
8.2.	La cupule protectrice	116
8.3.	Le diaphragme	117
8.4.	Les cônes de localisation	118
8.5.	Les supports de film	119
8.6.	Le pénétromètre	120
8.7.	Le négatoscope	121
9.	Les premiers appareils dentaires (avec tube à gaz)	122
9.1.	<i>American Dental X-Ray Equipment Company</i>	124
9.2.	Le Radiagna et le Dentarix	125
9.3.	Le modèle Ritter avec tube radiogène	128
9.4.	Autres exemples d'appareils commercialisés	130
Partie 4 : Vers l'appareillage moderne		132
1.	Le tube de Coolidge et ses améliorations	133
1.1.	Réduction du foyer	134
1.2.	Le tube à anode tournante	136
1.3.	Le tube à « action de grille »	137
1.4.	Le tube de Coolidge dentaire	137
2.	La suppression du danger électrique	138
2.1.	La mise sous protection des câbles à haute tension	138
2.2.	La cuve radiogène	141
3.	Les premiers appareils dentaires modernes	143
3.1.	Les modèles CDX	143
3.2.	Le Metallix	146
3.3.	Le Rotalix	149
3.4.	Le système Ritter avec cuve radiogène	150
3.5.	L'Héliosphère de Siemens	151
3.6.	L'Oralix	152
4.	L'appareil actuel de radiologie intra-orale	153
Partie 5 : La stéréoradiographie		155
1.	Historique	156
2.	Principe	157
Partie 6 : La radiologie panoramique		159
1.	Introduction	160
2.	Les débuts : radiographie panoramique avec source intra-orale	161

2.1.	Historique	161
2.2.	Principe	162
2.3.	Les appareils panoramiques avec source intra-orale	164
2.3.1.	Panoramix	164
2.3.2.	Status X	165
2.3.3.	Panograph	166
3.	Le développement de l'orthopantomographie : radiographie panoramique avec source et film extra-oraux	167
3.1.	Historique	167
3.2.	Principe	169
3.3.	Les appareils d'orthopantomographie avec source de rayons X fixe : le Pantomograph et le Rotagraph	170
3.4.	Les appareils d'orthopantomographie avec patient immobile	171
3.4.1.	Le Panorex	171
3.4.2.	L'Orthopantomograph	174
3.4.3.	Le Panelipse	177
4.	L'appareil panoramique actuel	180
	Partie 7 : La radiologie numérique	182
1.	Introduction	183
2.	Les différentes technologies de capteurs	183
2.1.	Les capteurs à numérisation directe	184
2.1.1.	Le capteur CCD ou DTC	184
2.1.1.1.	Le scintillateur	184
2.1.1.2.	La plaque de fibres optiques	185
2.1.1.3.	Le dispositif à transfert de charge	185
2.1.2.	Le capteur CMOS	186
2.2.	Les capteurs à numérisation indirecte par Écrans Radio-Luminescents à Mémoire (ERLM)	186
3.	Les avantages et inconvénients de l'imagerie numérique	187
3.1.	Introduction	187
3.2.	Avantages et inconvénients des capteurs à numérisation directe	188
3.3.	Avantages et inconvénients des capteurs à numérisation indirecte	188
	Conclusion	190
	Bibliographie	192

Glossaire

ADN : Acide Désoxyribo Nucléique

AgBr : bromure d'argent

CCD : *Charge Coupled Device*

CDX : *Coolidge Dental X-rays Unit*

CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique

CMOS : *Complementary Metal-Oxyd Silicon*

DTC : Dispositif à Transfert de Charge

ERLM : Écran Radio Luminescent à Mémoire

kV : kilovolt

Gy : gray

mA : milliampère

RVG : RadioVisioGraphie

Sv : sievert

Liste des tableaux

<u>Tableau I</u> : Récapitulatif des interactions avec la matière	25
<u>Tableau II</u> : Effets somatiques des rayonnements ionisants selon les organes touchés	32
<u>Tableau III</u> : Histoire de la radiologie dentaire	74
<u>Tableau IV</u> : Évolution des limites d'expositions au cours des années	88

Liste des figures

Figure 1 : Les orbitales atomiques	18
Figure 2 : Spectre électromagnétique	19
Figure 3 : Le rayonnement de freinage par choc direct d'un électron avec un noyau (A) ou par le passage d'un électron proche du noyau (B)	20
Figure 4 : Le rayonnement caractéristique	21
Figure 5 : Les différents types d'interactions des rayons X avec la matière	22
Figure 6 : Absorption photo électrique	23
Figure 7 : Effet Thomson	24
Figure 8 : Effet Compton	25
Figure 9 : Comparaison de l'énergie des photons en fonction de la durée d'exposition	27
Figure 10 : Spectre de l'énergie des photons suivant l'intensité du courant	28
Figure 11 : Spectre de l'énergie des photons suivant trois tensions (80, 90, 100 kV)	29
Figure 12 : Énergie et quantité de photons avec ou sans filtre en aluminium	30
Figure 13 : Collimateur rond (A) ou rectangulaire (B)	31
Figure 14 : Relation inverse carré de la distance	31
Figure 15 : Action directe du rayonnement ionisant sur les molécules d'ADN	34
Figure 16 : Jean-Antoine Nollet (A) et son œuf électrique (B)	38
Figure 17 : Heinrich Geissler (A) et son tube (B)	38
Figure 18 : Julius Plücker	39
Figure 19 : Le rayonnement cathodique	39
Figure 20 : William Crookes (A) et son 1 ^{er} modèle du tube de Crookes (B)	40
Figure 21 : Heinrich Hertz	41
Figure 22 : Philipp Lenard (A) et son tube (B)	42

Figure 23 : Arthur Willis Goodspeed (A) et sa radiographie accidentelle (B)	43
Figure 24 : Portrait de Röntgen	45
Figure 25 : Appareil expérimental de Röntgen en 1895	46
Figure 26 : La 1 ^{ère} radiographie de la main de Bertha Röntgen	47
Figure 27 : Médaille du prix Nobel	49
Figure 28 : Musée Röntgen à Reimscheid en Allemagne	49
Figure 29 : Première page du manuscrit de la publication de Röntgen « Über eine Neue art von Strahlen »	50
Figure 30 : Radiographie de la main de l'anatomiste Albert von Kölliker	55
Figure 31 : Première radiographie dentaire réalisée par le Dr Walkhoff en janvier 1896	59
Figure 32 : La première radiographie crânienne réalisée par le Dr Walkhoff à l'aide d'un tube de Koenig	60
Figure 33 : Frank Harrison	61
Figure 34 : Radiographie dentaire d'une fillette de 7ans prise par F. Harrison	61
Figure 35 : Tube du Professeur Koenig	62
Figure 36 : Radiographie dentaire réalisée le 1 ^{er} février 1896 par le Dr Wilhem Koenig	62
Figure 37 : Le premier skiagraphe du Dr Morton publié dans le Dental Cosmos le 24 avril 1896	63
Figure 38 : Radiographie d'une couronne sur molaire prise par Morton en 1896	64
Figure 39 : Cabinet du Dr Edmund Kells et ses assistantes	65
Figure 40 : Radiographies dentaire du Dr Kells le 26 mai 1896	65
Figure 41 : Tube radiogène double focus	66
Figure 42 : Radiographie dentaire du Dr Kells enregistré en 1901	66
Figure 43 : Le porte film du Dr Edmund Kells	67
Figure 44 : William Herbert Rollins et son fluoroscope dentaire	68
Figure 45 : Cabinet du Dr Stephens	69

Figure 46 : Schéma de l'endodiascope du Dr Bouchacourt (A) et de son positionnement intra-oral (B)	70
Figure 47 : Dr W.A. Price	71
Figure 48 : Howard Riley Raper	72
Figure 49 : Technique des plans parallèles	73
Figure 50 : William David Coolidge	74
Figure 51 : Affiche de spectacle du théâtre Robert-Houdin	75
Figure 52 : Grands Magasins Dufayel	76
Figure 53 : Accessoires pour séance de néo-occultisme	76
Figure 54 : Publicité pour podoscope (A) et appareil en cours d'utilisation (B)	77
Figure 55 : Fraudeuse dénoncée par les rayons X	78
Figure 56 : Contrôle de bagages	79
Figure 57 : La police utilisant les rayons X pour voir les criminels	80
Figure 58 : Mains d'un praticien après avoir subi 30 opérations	81
Figure 59 : Cancer des rayons X	82
Figure 60 : Nouveau-né radiographié par Charles Thurstan Holland en 1896	83
Figure 61 : Une victime de plus dans les martyrs de la radiologie	84
Figure 62 : Monument érigé à Hambourg à l'hôpital St. George	85
Figure 63 : Lunettes plombées	86
Figure 64 : Exemple de tenue de protection : scaphandre de protection en 1915 (A), une tenue de plomb (B) et un masque intégral plombé (C)	87
Figure 65 : Écran fluorescent	92
Figure 66 : La lorgnette	93
Figure 67 : Fluoroscope à gauche et en utilisation à droite	93
Figure 68 : Schéma d'une plaque photographique exposé au rayons X avant et après révélation	94
Figure 69 : Photographie d'un tube de Crookes	95
Figure 70 : Le tube de Crookes, les rayons cathodiques et les rayons X	95

<u>Figure 71</u> : Tube à gaz conventionnel (modèle bi-anodique)	96
<u>Figure 72</u> : Ampoule Gundelach à ailettes	97
<u>Figure 73</u> : photographie d'un radiateur à ailettes	97
<u>Figure 74</u> : Schéma du système de refroidissement par air de Bauer	98
<u>Figure 75</u> : Tube avec radiateur à eau relié à l'anti-cathode	99
<u>Figure 76</u> : Aperçu des différents régulateurs	100
<u>Figure 77</u> : Tube de Bauer (A) et son régulateur (B)	101
<u>Figure 78</u> : Schéma du régulateur à mercure de Bauer	101
<u>Figure 79</u> : Osmo-régulateur de Villard	102
<u>Figure 80</u> : Ampoule radiogène (A) et son régulateur par étincelles (B)	103
<u>Figure 81</u> : Machine électrostatique de Roycourt	105
<u>Figure 82</u> : Machine électrostatique	105
<u>Figure 83</u> : Bobine d'induction, modèle Radiguet	106
<u>Figure 84</u> : Bobine d'induction	106
<u>Figure 85</u> : Détail de la bobine d'induction	107
<u>Figure 86</u> : Interrupteur métronome de Gaiffe	108
<u>Figure 87</u> : Interrupteur Foucault actionné par la bobine elle-même	109
<u>Figure 88</u> : Modèle Ducretet actionné par une pile indépendante	109
<u>Figure 89</u> : Rupteur électrolytique de Wehnelt	110
<u>Figure 90</u> : Soupape électrolytique modèle Faria de Ducretet	112
<u>Figure 91</u> : Soupape de Villard	113
<u>Figure 92</u> : Soupape kénotron Gaiffe-Gallot et Pilon Modèle 150H300	113
<u>Figure 93</u> : Le support d'ampoule	114
<u>Figure 94</u> : Le porte-ampoule	115
<u>Figure 95</u> : Photographie d'un porte-ampoule	115
<u>Figure 96</u> : La cupule protectrice en verre plombé	116
<u>Figure 97</u> : Diaphragme à ouverture rectangulaire	117

Figure 98 : Cône ouvert (A), cône fermé (B)	118
Figure 99 : Exemple de support de film	119
Figure 100 : Support de film de Belot	119
Figure 101 : Le pénétromètre MacLagan	120
Figure 102 : Pénétromètre après radiographie	120
Figure 103 : Négatoscope	121
Figure 104 : Le Magna-View	121
Figure 105 : Le cabinet dentaire du Dr Blum dans les années 1900	122
Figure 106 : Cabinet dentaire en 1905	123
Figure 107 : Une installation de radiologie dentaire en 1910	123
Figure 108 : Premier appareil radiographique dentaire commercialisé par American X-Ray Equipment Company en 1915	124
Figure 109 : Le modèle Radiagna des Établissements Chenaille	125
Figure 110 : Photographie du Dentarix	126
Figure 111 : Portrait du Dr Louis Viau	127
Figure 112 : Modèle Ritter en 1925	128
Figure 113 : Photographie du modèle Ritter, modèle 1925-1930	129
Figure 114 : Cabinet du Dr Logan à Versailles en 1930	129
Figure 115 : modèle Victor (A) et modèle L-F (B)	130
Figure 116 : Premier tube de Coolidge	133
Figure 117 : La cathode du tube de Coolidge	133
Figure 118 : Cylindre de Wehnelt	134
Figure 119 : Aire focale apparente et aire focale réelle	135
Figure 120 : Tube à anode rotative	136
Figure 121 : Tube de Coolidge dentaire	137
Figure 122 : Appareil avec fil anodique blindé vers 1925	138
Figure 123 : modèle Twaites (A) et modèle Victor (B)	139

Figure 124 : Appareil de dentaire de Siemens (modèle Héliodont)	140
Figure 125 : Coupe d'une cuve radiogène	141
Figure 126 : Le modèle CDX monté sur un Unit	143
Figure 127 : Le modèle CDX mural	142
Figure 128 : Le modèle CDX-E	145
Figure 129 : Le tube Metallix	146
Figure 130 : Appareil Metallix	146
Figure 131 : Annonce pour la première machine portable à rayons X	147
Figure 132 : Le Metallix Junior	147
Figure 133 : Appareil Microsecurix CGR	148
Figure 134 : Le tube à anode rotative de Bouwers en 1929	149
Figure 135 : Publicité de 1935 pour un tube à anode tournante	149
Figure 136 : Ritter Model en 1935	150
Figure 137 : L'Héliosphère de Siemens	151
Figure 138 : L'Héliosphère de Siemens	151
Figure 139 : Deux version du Oralix de Philips en 1947 (A) et en 1961 (B)	152
Figure 140 : Ampoule double	156
Figure 141 : Stéréoradiographie	157
Figure 142 : Lunettes stéréoscopiques	158
Figure 143 : Stéréoscope de Ritter	158
Figure 144 : Films réalisés stéréoscopiquement et montés	158
Figure 145 : Radiographie du squelette d'une mâchoire inférieure prise en 3 fragments réunis par la suite	160
Figure 146 : Brevet délivré par Koch et Sterzel	161
Figure 147 : Status X en cours d'utilisation	162
Figure 148 : Status X, cliché du maxillaire	163

Figure 149 : Trois positions du tube intra-oral et directions correspondantes du faisceau	163
Figure 150 : Appareil de radiologie panoramique : le Panoramix	164
Figure 151 : Status X	165
Figure 152 : Panograph (A) et patient positionné avec l'anode en bouche et le film placé sur la face (B)	166
Figure 153 : Dr Numata (A) et sa technique de panoramique (B)	167
Figure 154 : Dr Paatero Y.V.	168
Figure 155 : Schéma de l'OPT d'après Paatero	169
Figure 156 : Le prototype du Rotagraph en 1954	170
Figure 157 : Le Panorex	171
Figure 158 : Panorex II	171
Figure 159 : Principe de fonctionnement de l'appareil Panorex	172
Figure 160 : Radiographie panoramique, appareil Panorex	173
Figure 161 : L'Orthopantomograph 10	174
Figure 162 : Principe de fonctionnement de l'Orthopantomograph	174
Figure 163 : Pantomographie par Orthopantomograph Siemens	175
Figure 164 : Panoura 10	176
Figure 165 : Panelipse 2 (1970)	177
Figure 166 : Trajectoire de déplacement continu du centre de rotation du Panelipse	178
Figure 167 : Cliché pantomographique avec le Panélipse	178
Figure 168 : Le Panex de Morita Company en 1967	179
Figure 169 : RadioVisioGraphie, le premier système de radiographie numérique dentaire	183
Figure 170 : Principe du capteur CCD	184
Figure 171 : Schéma d'un photosite	185
Figure 172 : le capteur ERLM	186

Introduction

La découverte de la radiologie au XIX^e siècle fut la pierre initiale d'une succession d'événements et d'avancées technologiques qui, en l'espace de quelques décennies, permirent de révolutionner les techniques diagnostiques.

Notre but sera de découvrir par les expériences de nos prédécesseurs ce qui fait notre quotidien. Nous sommes tellement habitués à réaliser des radiographies qu'il nous est difficile d'imaginer ce qu'était l'exercice odontologique avant leur découverte: endodontie sans contrôle, chirurgie sans guide, etc ... nous semblent presque irréalisables.

La radiologie, à ses débuts, est passée par une première période d'obscurantisme dont les essais et les résultats étaient plus importants que la compréhension des phénomènes physiques et biologiques. Il a fallu plusieurs années pour dompter cette découverte révolutionnaire.

Comme il est impossible de comprendre la Seconde Guerre mondiale sans remonter au traité de Versailles de 1919, il est impensable d'entreprendre une étude historique sur la radiologie sans envisager les découvertes antérieures qui ont permis sa naissance. Il est de mon propos de vous faire voyager dans le temps et de vous décrire les éléments importants qui ont contribué au développement de la radiologie telle que nous la connaissons dans notre pratique courante. C'est pourquoi je ne parlerais volontairement pas de l'imagerie tridimensionnelle ni de la téléradiographie.

Partie 1

Les Rayons X

1. Concepts fondamentaux

1.1. La composition de la matière

La matière est tout ce qui a une masse et occupe l'espace. Les atomes, unités fondamentales de la matière, ne peuvent pas se subdiviser par des procédés chimiques bien qu'ils soient composés de particules beaucoup plus petites.

1.2. La structure de l'atome

Chaque atome est composé d'un noyau et d'électrons en orbites autour du noyau.

1.2.1. Le noyau

Le noyau se situe au centre de l'atome et comporte des protons chargés positivement et des neutrons électriquement neutres.

Bien que la charge positive des protons les repousse les uns des autres, le noyau ne vole pas en éclats, car il est maintenu par des forces nucléaires, très fortes et de très courte portée, qui surpassent la force de répulsion électromagnétique existant à l'intérieur du noyau.

Le nombre de protons présents dans le noyau détermine l'identité d'un élément. C'est son numéro atomique (Z), ou charge nucléaire.

La masse atomique (A) est le nombre total de protons et de neutrons dans le noyau d'un atome (Delorme, 1978).

1.2.2. Les électrons

Les électrons sont situés dans une zone de l'espace en trois dimensions que l'on nomme **orbitale atomique**. Dans cette orbitale, la probabilité de trouver un électron dans l'espace à n'importe quel endroit est maximale.

Il existe plusieurs orbitales atomiques (figure 1), les lettres s, p, d, f, g et h sont utilisées pour décrire la forme des orbitales atomiques.

L'orbitale de type s, de forme sphérique, est présente dans chaque élément. L'orbitale de type p est bilobée et centrée autour du noyau. L'orbitale de type d est constituée de quatre lobes autour du noyau.

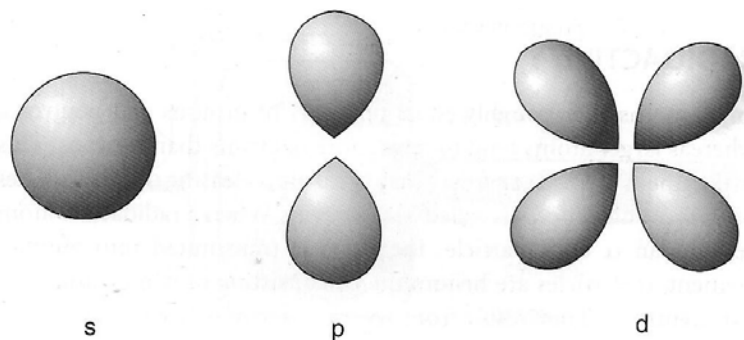


Figure 1 : Les orbitales atomiques (d'après Whites et coll, 2009)

Il existe une attraction électrostatique entre le noyau chargé positivement et les électrons chargés négativement. Les électrons situés sur une orbitale proche du noyau ont une énergie de liaison plus importante que ceux situés sur les orbitales suivantes. Les électrons occupent prioritairement les orbitales de plus basse énergie. (Jean, 2003).

Si un électron passe d'une orbitale à une autre plus proche du noyau, l'énergie est perdue sous la forme de rayonnement électromagnétique (Whaites, 2007).

1.3. Le rayonnement électromagnétique

Le **rayonnement électromagnétique**, caractérisée par un champ magnétique et un champ électrique, est un transport d'énergie dans l'espace sous la forme d'une onde ou d'un photon, se propageant à la vitesse de la lumière.

La relation entre la longueur d'onde et l'énergie d'un photon est la suivante :

$$E = h.c / \lambda$$

où E est l'énergie en électron-volts (eV)

h est la constante de Planck ($4,134 \times 10^{-15} \text{ eV}\cdot\text{s}^{-1}$)

C est la vitesse de la lumière (300 000 km/s)

λ est la longueur d'onde en nanomètre (nm)

Ainsi l'énergie d'un rayonnement électromagnétique est inversement proportionnelle à sa longueur d'onde.

Plus la longueur d'onde est courte, plus le photon est riche en énergie et pénétrant, on parle de rayonnement dur.

Plus la longueur d'onde est longue, plus l'énergie du photon est faible, on parle de rayonnement mou. Les applications médicales évitent ce genre de radiation, car les rayons mous sont plus facilement absorbés et sont donc plus nocifs (Pasler, 1987).

Le spectre du rayonnement électromagnétique est très large, allant des micro-ondes aux rayons gamma.

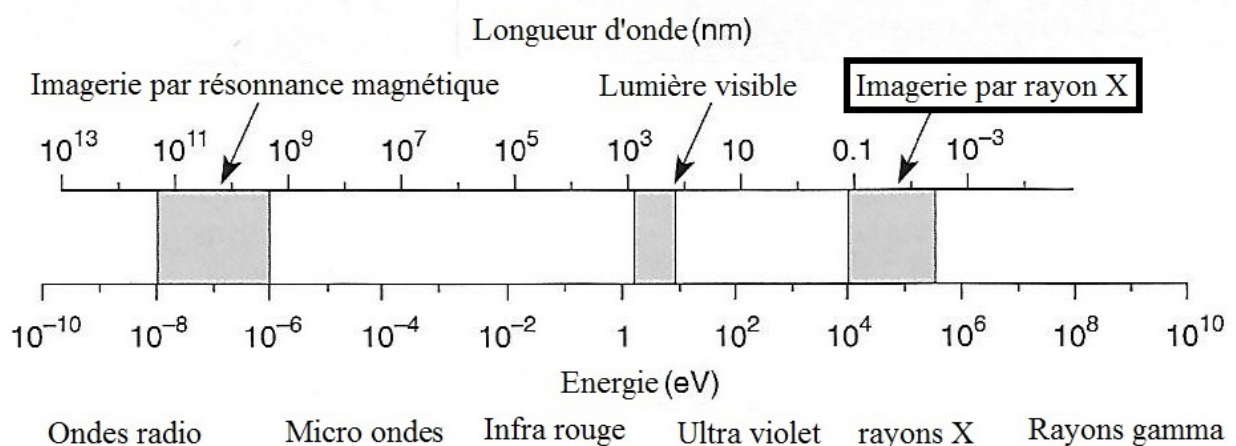


Figure 2 : Spectre électromagnétique (d'après Whites et coll, 2009)

Les **rayons X** sont des rayonnements électromagnétiques de hautes fréquences dont la longueur d'onde varie entre 0,1 et 0,001 nm (figure 2) (Mailland, 1987).

2. La production des rayons X

Lorsque des électrons libres, animés d'une vitesse suffisamment grande (énergie cinétique), rencontrent de la matière (constitué d'atomes), ils peuvent interagir avec les électrons ou le noyau de ces atomes.

Les électrons incidents convertissent ainsi leur énergie cinétique soit sous forme de chaleur (99 %) soit sous forme de rayons X (1 %) par la formation de :

- **rayonnement continu de freinage** (ou rayonnement *Bremsstrahlung*) ;
- **rayonnement caractéristique** (ou rayonnement de fluorescence) (Whites et coll, 2009).

2.1.1. Le rayonnement continu de freinage ou *Bremsstrahlung*

Lorsqu'un électron incident entre plus ou moins profondément dans l'enveloppe électronique d'un atome, un rayonnement continu de freinage (rayons X) est produit :

- par le choc direct de l'électron avec le noyau de la cible. Ainsi toute l'énergie cinétique de l'électron est transformée en un photon (rayon X). L'énergie du photon est égale à l'énergie de l'électron incident (figure 3 A).
- ou, plus fréquemment, par le passage de l'électron à proximité du noyau. Son chemin est modifié et il perd une partie de sa vitesse. Ce ralentissement est associé à une perte d'énergie cinétique pour l'électron. Cette énergie cinétique perdue se transforme alors sous forme de rayons X (figure 3 B).

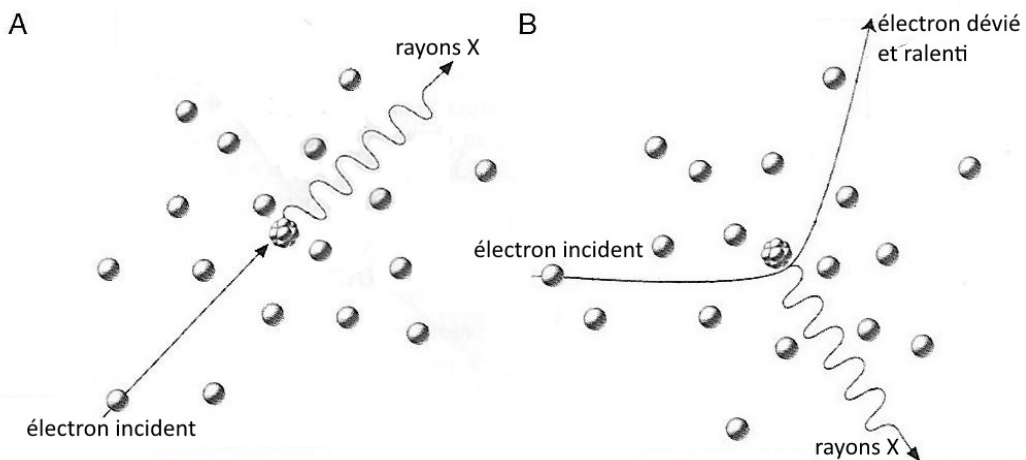


Figure 3 : Le rayonnement de freinage par choc direct d'un électron avec un noyau (A) ou par le passage d'un électron à proximité du noyau (B) (d'après Whites et coll, 2009)

Le rayonnement continu de freinage constitue la principale source de production des rayons X (Manson-Hing, 1985).

2.1.2. Le rayonnement caractéristique (ou rayonnement de fluorescence)

Le rayonnement caractéristique se produit lorsqu'un électron incident expulse un électron situé sur une orbitale proche du noyau de l'atome (figure 4 A) créant un espace vacant (figure 4 B). Ainsi, il se produit une réorganisation électronique et un électron d'une orbitale plus externe, remplaçant l'électron éjecté, perd son énergie sous la forme de rayon X (figure 4 C) (Whites et coll, 2009).

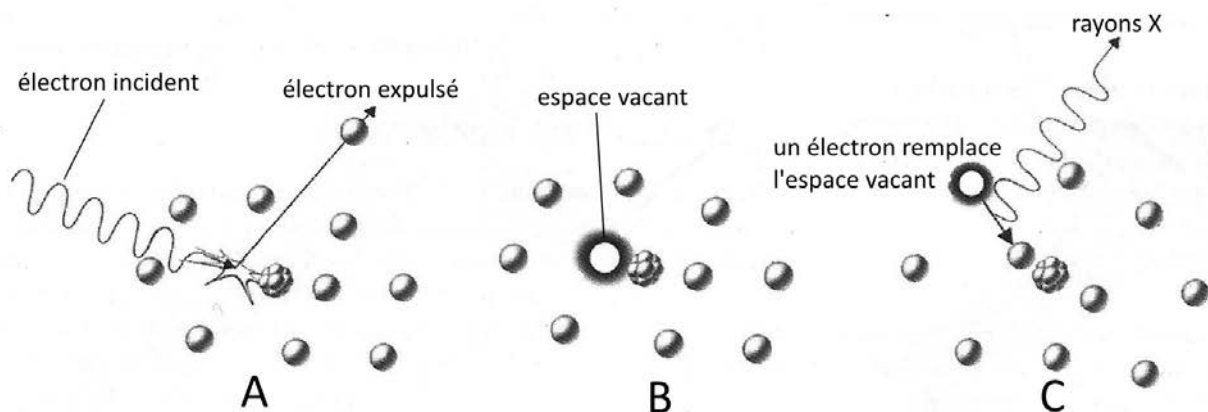


Figure 4 : Le rayonnement caractéristique (d'après Whites et coll, 2009)

Le rayonnement caractéristique participe seulement à une petite fraction de la production des rayons X.

3. Propriétés physiques

3.1. Propriétés optiques

Les rayons X ne sont en fait que des ondes électromagnétiques de grande énergie cinétique et de longueurs d'onde extrêmement courtes. Elles se propagent dans l'espace à la vitesse de la lumière, en ligne droite, dans tous les sens, et sont ainsi soumises aux lois de l'optique. Le caractère plus énergétique des rayons X explique leur grand pouvoir de pénétration (Pasler, 1987).

3.2. Réactions avec la matière : absorption et diffusion

Le photon (rayon X) peut soit atteindre le film sans problème (aucune interaction), soit réagir de différentes manières avec la matière (figure 5):

- absorption photoélectrique
- effet Thomson
- effet Compton (Manson-Hing, 1985).

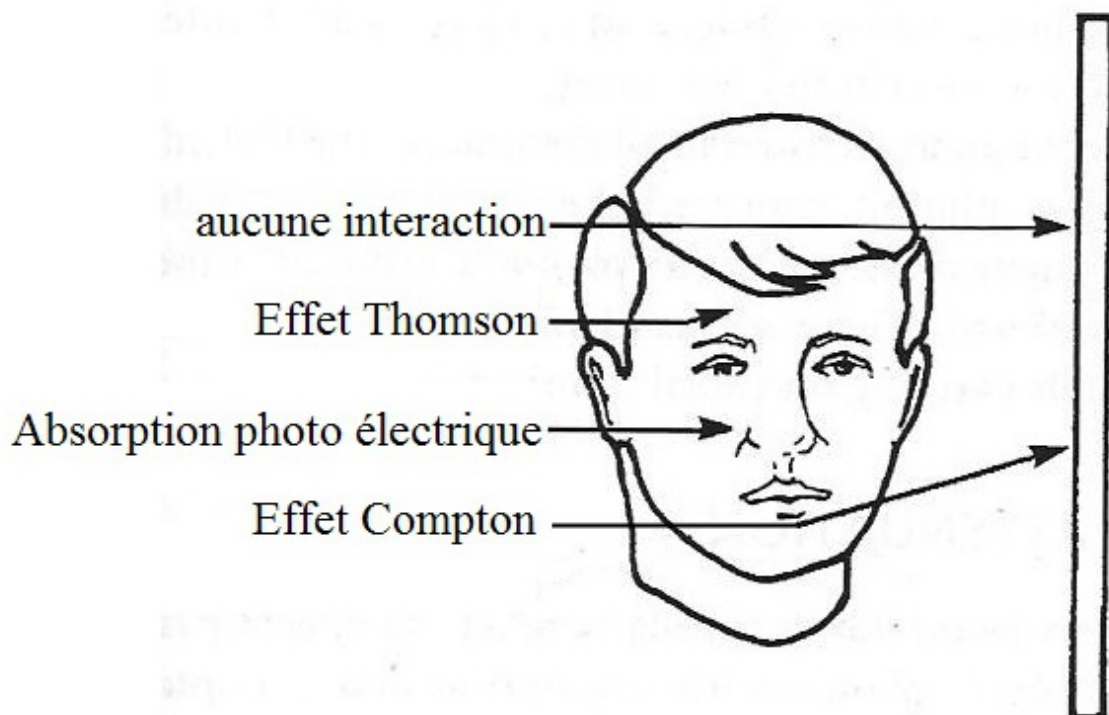


Figure 5 : Les différents types d'interactions des rayons X avec la matière (d'après White et coll, 2014)

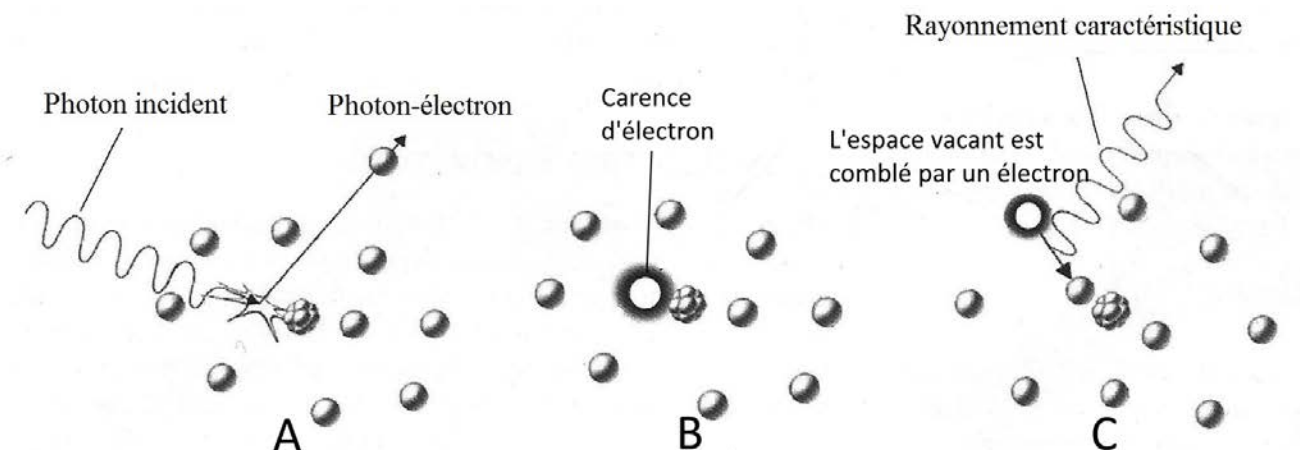
Des interactions s'exercent entre les rayons X et la matière. L'énergie initiale que possède chaque photon diminue à la suite de collisions. La dissipation de cette énergie s'effectue à plusieurs niveaux.

3.2.1. L'absorption photoélectrique

L'absorption photoélectrique fonctionne selon le même principe que le rayonnement caractéristique (chapitre 2.1.2) à la différence que l'élément déclencheur n'est pas un électron mais un photon (rayons X).

Ce processus se produit quand un photon incident interagit avec un électron d'une orbitale interne. Le photon éjecte l'électron de son orbitale et devient un photo-électron (figure 6A). À ce moment le photon incident cesse d'exister. L'énergie cinétique du photo-électron est égale à celle du photon incident moins l'énergie de liaison de l'électron.

Un atome qui a participé à une interaction photoélectrique est ionisé à cause de la perte de son électron créant une carence d'électron (figure 6B). Cette carence d'électron est immédiatement compensée, habituellement par un électron d'une orbitale externe ce qui libère un rayonnement caractéristique (figure 6C).



**Figure 6 : Absorption photo électrique (d'après Stuart et al. 2009)
(d'après Whites et coll, 2009)**

Quelque soit l'orbitale de l'électron remplacé, l'énergie du rayonnement caractéristique est si faible qu'elle est absorbée par le patient et n'atteint pas le film. Les photo-électrons éjectés durant le processus cheminent sur une courte distance avant d'abandonner leur énergie dans d'autres ionisations secondaires.

L'absorption photoélectrique représente 23 % des interactions avec la matière (White et coll, 2014).

3.2.2. Effet Thomson

Appelé également diffusion classique, élastique, Rayleigh ou « *coherent scattering* ».

Ce type d'interaction met en jeu un rayon X de faible énergie (moins de 10 KeV) et un électron de la couche externe d'un atome.

Le photon incident interagit avec l'électron externe qui entre alors dans un état excité. Le photon incident cesse d'exister. L'électron excité revient ensuite dans un état stable en émettant un photon de la même fréquence mais dans une direction différente que le photon incident.

Au final, le photon initial est dévié sans perte d'énergie dans une nouvelle direction (figure 7).

Ce phénomène concerne les photons de faibles énergies comme les rayons X mous.

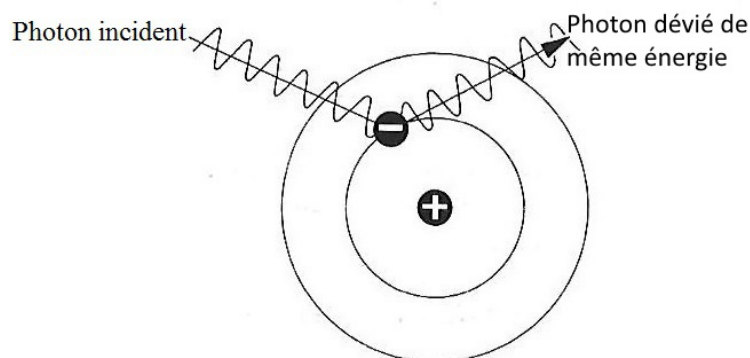


Figure 7 : Effet Thomson (d'après Pasler, 1987)

L'effet Thomson représente 7% du nombre total d'interactions avec la matière (Whites et coll, 2009).

3.2.3. Effet Compton

L'effet Compton intervient lorsqu'un photon de plus haute énergie (>10 KeV) interagit avec un électron de la couche externe d'un atome.

Le photon percute un électron et cède une partie de son énergie à celui-ci. L'électron est expulsé de l'atome (appelé électron Compton) et peut provoquer d'autres ionisations.

Le photon continue d'évoluer avec une énergie moindre et dans une autre direction (figure 8). Ce photon pourra se heurter de la même manière à un autre électron et créer un électron Compton secondaire, mais il peut être tout aussi absorbé.

Ainsi la collision des photons (rayons X) avec la matière crée une divergence des rayons qui nuisent à la qualité de l'image ou sont absorbés par le patient.

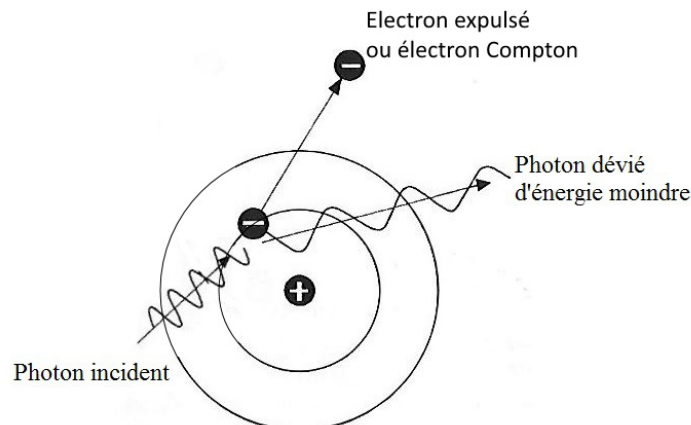


Figure 8 : Effet Compton (d'après Pasler, 1987)

L'effet Compton représente environ 57% des interactions avec la matière (White et coll, 2014).

Le tableau ci-dessous (tableau I) résume les différentes interactions avec la matière.

	Pourcentage des interactions avec la matière
Absorption photoélectrique	23%
Effet Thomson	7%
Effet Compton	57%
Aucune interaction	13%

Tableau I : Récapitulatif des interactions avec la matière

4. Propriétés chimiques

Comme la lumière visible, les rayons X sont capables de réduire les combinaisons d'argent, tel que le bromure d'argent (AgBr) ou d'exciter la fluorescence de certains cristaux : sulfure de zinc, platinocyanure de baryum. C'est d'ailleurs grâce à cette propriété que Röntgen fit sa découverte.

Dans la couche émulsive du film radiographique, les molécules de bromure d'argent se trouvent sous forme de cristaux. L'atome d'argent ne possède sur sa couche périphérique qu'un seul électron qui peut se libérer facilement. L'atome de brome possède 7 électrons sur sa couche externe, et peut aisément en capter un supplémentaire afin de se stabiliser. Les atomes de brome et d'argent peuvent ainsi se lier par une liaison ionique.

Étant riches en énergie, les rayons X sont capables de décomposer les molécules de bromure d'argent, en brisant cette liaison ionique par transfert d'électrons. De petites quantités d'argent sont libérées et, grâce au développement, ils deviendront visibles sous forme de noircissement (Barr, 1980).

5. Facteurs contrôlant les caractéristiques d'un faisceau de rayon X

Les caractéristiques d'un faisceau de rayons X peuvent être modifiées en changeant le temps d'exposition (minuteur), l'intensité du courant (mA), la tension (kV), la filtration, la collimation et la distance foyer-objet.

5.1. Le temps d'exposition

Modifier le temps d'exposition contrôle le nombre de photons générés. Quand le temps d'exposition est doublé, le nombre de photons générés est aussi doublé, mais l'énergie des photons reste inchangée (figure 9).

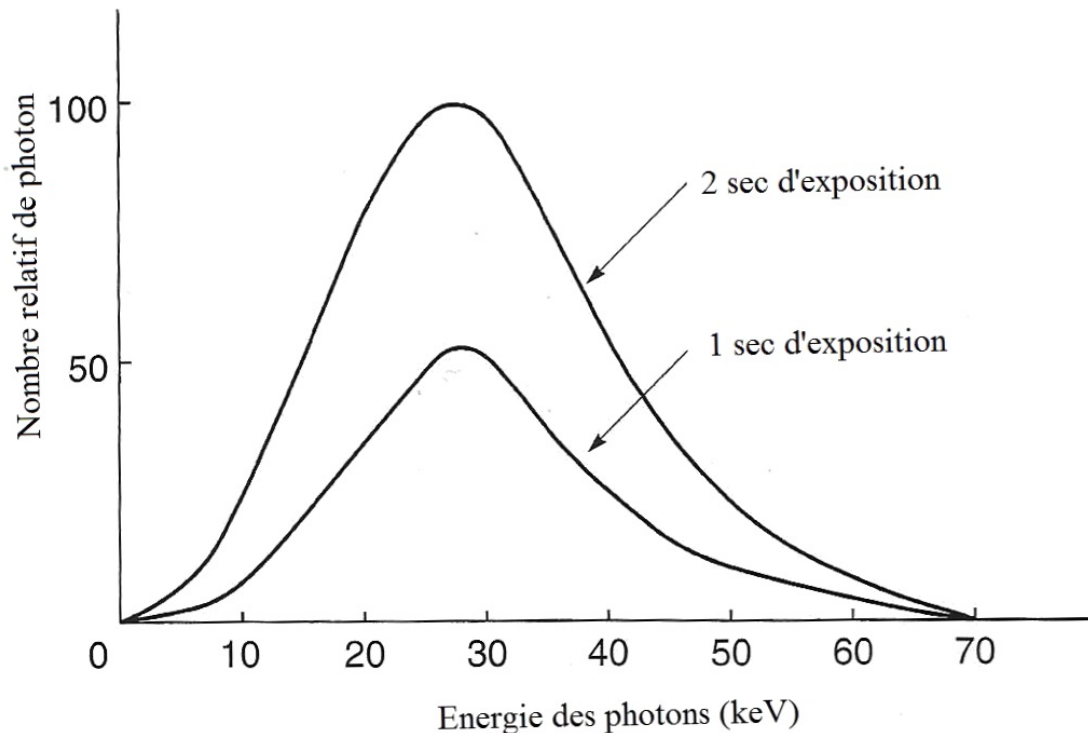


Figure 9 : Comparaison de l'énergie des photons en fonction de la durée d'exposition (d'après Whites et coll, 2009)

5.2. L'intensité du courant

La quantité de radiation produite par un tube à rayons X c'est-à-dire le nombre de photons, est directement proportionnelle à l'intensité (mA) (figure 10). Quand on augmente l'intensité, la chaleur produite par le filament est plus importante et libère ainsi plus d'électrons qui vont entrer en collision avec la cible et crée donc plus de photons. Cependant, l'énergie moyenne et maximale du faisceau reste inchangée.

La quantité de radiation est le produit du temps d'exposition et de l'intensité. Par exemple un tube fonctionnant à 10mA pendant 1 seconde produit autant de radiations qu'un autre à 20mA pendant 0,5seconde (Whites et coll, 2009).

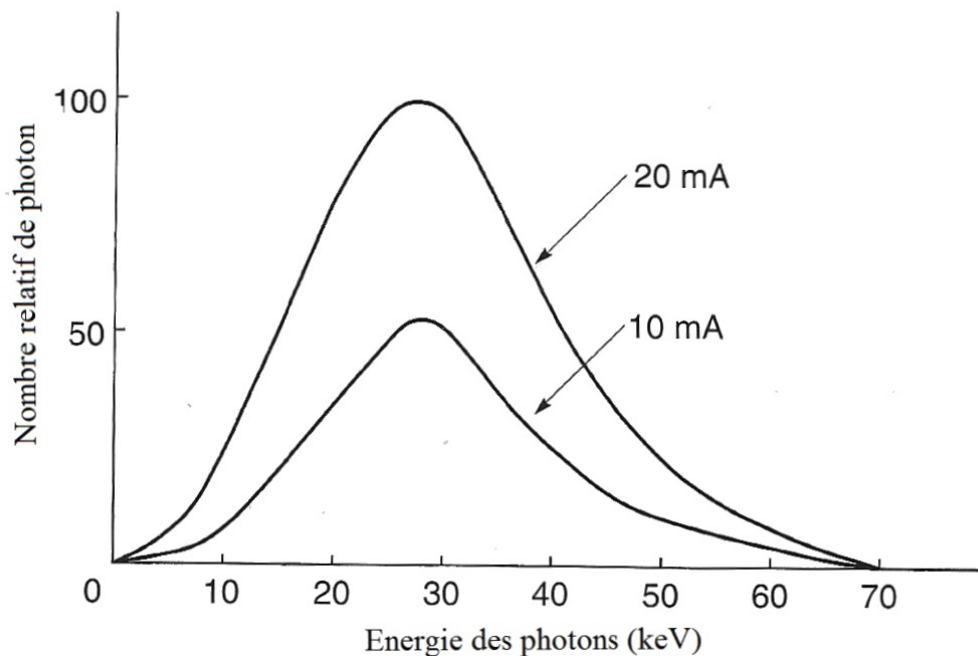


Figure 10 : Spectre de l'énergie des photons suivant l'intensité du courant (d'après Whites et coll, 2009)

5.3. La tension

Augmenter la tension augmente la différence de potentiel entre la cathode et l'anode, ce qui augmente l'énergie de chaque électron quand il frappe la cible. Cela augmente l'efficacité de conversion de l'énergie des électrons en photons, et donc la quantité de photons générés, leur énergie moyenne et maximale (figure 11).

La capacité des rayons X à pénétrer la matière dépend de leur énergie (Whites et coll, 2009).

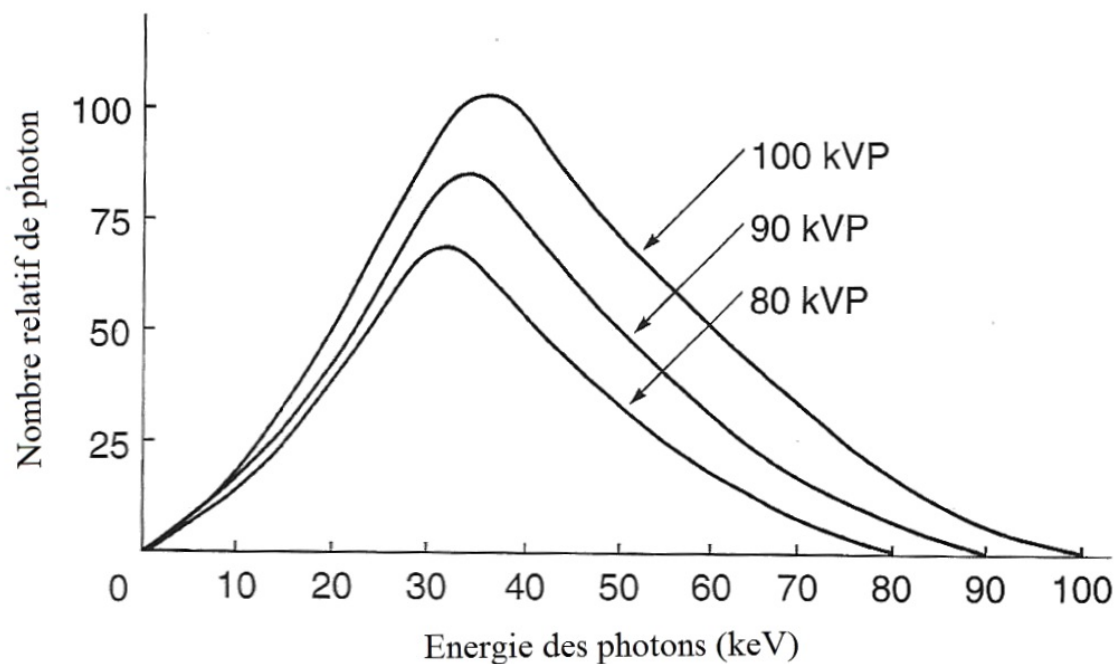


Figure 11 : Spectre de l'énergie des photons suivant trois tensions (80, 90, 100 kV) (d'après Whites et coll, 2009)

5.4. La filtration

Le courant alternatif de haute tension crée des fluctuations sinusoïdales du champ électrique, ainsi la vitesse des électrons n'est pas régulière. Par conséquent, les électrons ont une plus ou moins grande énergie cinétique lorsqu'ils viennent frapper la cible, le rayonnement, ainsi produit, possède des photons de longueur d'onde variable.

Bien que le faisceau de rayons X soit constitué de photons de différentes énergies, seuls les photons avec une énergie suffisante pour passer à travers la matière et atteindre le récepteur sont utiles pour le diagnostic.

On différencie ainsi les rayons durs de longueurs d'onde plus courtes, plus riches en énergie et donc plus pénétrants, des rayons mous de grandes longueurs d'onde et de faibles énergies.

Les rayons de faibles énergies qui ne peuvent pas atteindre le récepteur augmentent l'exposition du patient. Par conséquent, il faut éliminer du faisceau ces rayonnements mous. Cela peut être accompli en plaçant un filtre d'aluminium, dont l'épaisseur est d'au moins 2 mm, sur le trajet du faisceau. Le filtre réduit l'intensité du faisceau (en éliminant les rayons X de faible énergie) mais augmente l'énergie moyenne du faisceau (figure 12) (Whites et coll, 2009).

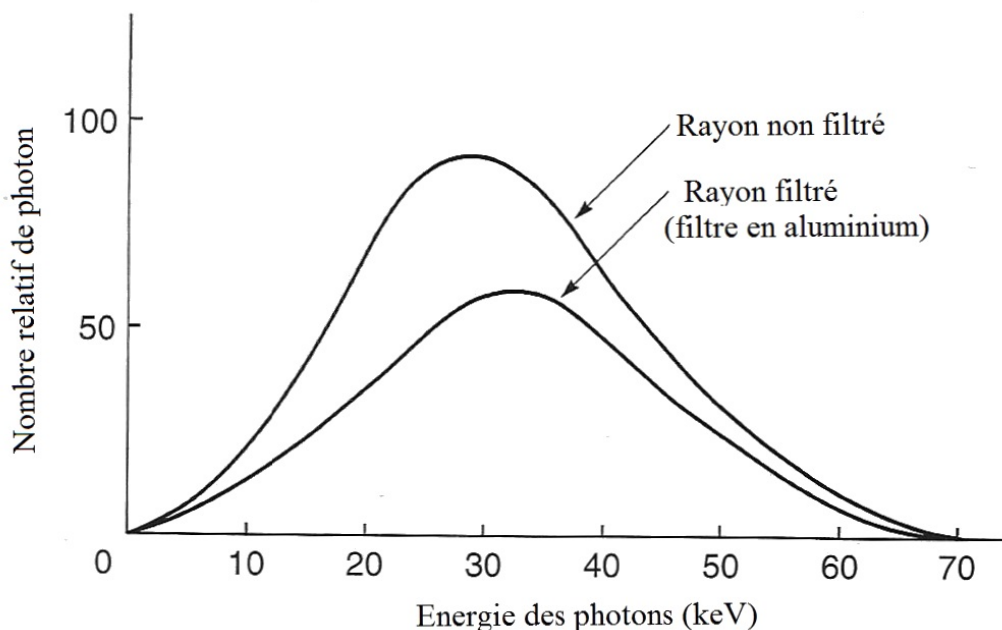


Figure 12 : Énergie et quantité de photons avec ou sans filtre en aluminium (d'après Whites et coll, 2009)

5.5. La collimation

Le collimateur, tube métallique avec une ouverture en son centre, est utilisé pour réduire la taille du faisceau et ainsi le volume de tissu irradié. Les collimateurs ronds (figure 13 A) ou rectangulaires (figure 13 B) sont les plus utilisés en dentisterie. Le diamètre est en moyenne de 7 cm.

La collimation permet d'améliorer la qualité de l'image en réduisant la divergence des rayons (Mailland, 1987).

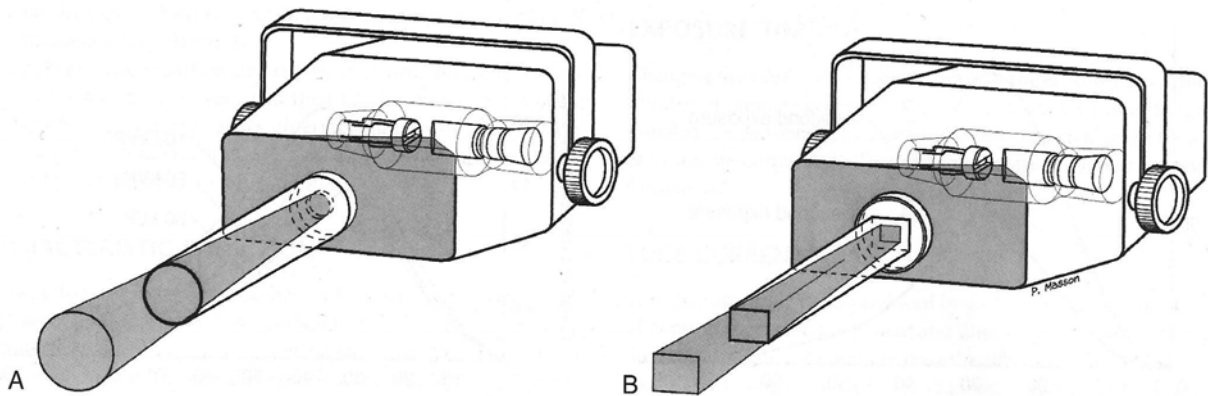


Figure 13 : Collimateur rond (A) ou rectangulaire (B) (Whites et coll, 2009)

5.6. Distance foyer-objet

La dose absorbée est inversement proportionnelle au carré de la distance depuis la source. Par exemple, si on mesure une dose de 1 gray (Gy) à une distance de 2 mètres, on aura une dose de 4 Gy à 1 mètre et 0,25 Gy à 4 mètres (figure 14).

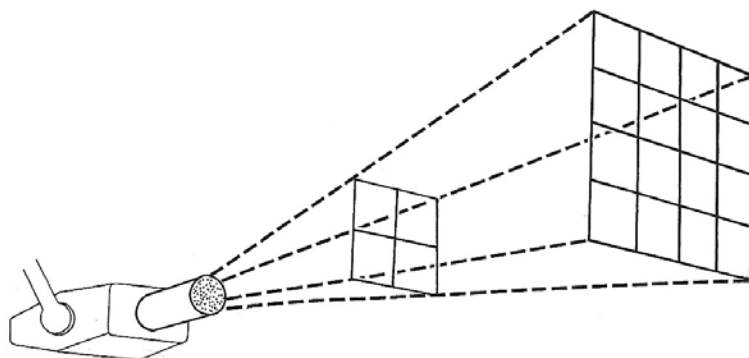


Figure 14 : Relation inverse du carré de la distance (Whites et coll, 2009)

6. Effets biologiques

Les rayons X perturbent les systèmes biologiques de manières très diverses, car les différentes cellules présentent une sensibilité qui varie selon leur stade de développement et leur morphologie.

6.1. Effets tissulaires

6.1.1. Effets somatiques

Ils concernent l'individu lui-même et apparaissent après un certain laps de temps (quelques semaines à plusieurs années). La plupart du temps des irradiations prolongées en sont la cause. Les effets diffèrent selon l'organe touché (tableau II) (Galle et coll, 1997).

Organes	Effets somatiques
Peau et muqueuses	Assez peu sensibles sauf aux rayons X mous. Risque d'érythème, de radiodermite et de radiomuscite.
Sang et tissus hématopoïétiques	Altération de la formule sanguine dans ses différentes lignées. Risque d'aplasie médullaire. Risque de dépression immunitaire.
Yeux	Conjonctivite, kératite voir cataracte.
Gonades	Très sensibles: risque de mutation ou de stérilité.
Poumons	Cancers, congestion, fibrose.
Os	Fragilité (fractures), radionécroses.
Intestin grêle et colon	Trouble du transit. Hémorragies.

Tableau II : Effets somatiques des rayonnements ionisants selon les organes touchés (d'après Galle et coll, 1997)

Tous les tissus n'ont pas le même comportement face à une même dose d'irradiation ; cela dépend de l'organe considéré et de l'âge du tissu : plus un tissu est jeune, plus il est radiosensible.

6.1.2. Effets foeto-embryonnaires

Les effets malformatifs (tératogènes) sont des effets déterministes, à seuil d'apparition, qui dépendent du moment de l'exposition par rapport à celui de la conception et de la dose absorbée par le fœtus. En effet, la sensibilité du fœtus aux malformations est très élevée durant la période d'organogénèse et au début du développement fœtal ; c'est la période où le risque est maximal (malformations, avortements). Elle est un peu moins élevée au cours du 2^e trimestre de la grossesse et encore moins au cours du 3^e trimestre.

Au stade pré-implantatoire, l'effet d'une irradiation se traduit par un arrêt ou une poursuite normal de la grossesse (loi du « tout ou rien »).

La plupart des auteurs situe le seuil de ces effets déterministes autour de 200 milligrays (mGy).

L'induction de cancer est un effet aléatoire (effet stochastique) pour lequel on présume que l'embryon/fœtus se comporte comme l'enfant. Le risque de cancer augmente avec la dose, quelle que soit la dose. Dans l'état actuel des connaissances, le risque de cancer létal est estimé à environ 1 % pour 100 mGy reçus in utero (ICRP, 2004).

6.2. Effets cellulaires

Lorsque les cellules sont exposées au rayonnement ionisant, l'altération peut se produire par action directe ou action indirecte.

6.2.1. Action directe

On parle d'action directe lorsque le rayonnement entre en contact avec les atomes dans des molécules d'ADN (Acide Désoxyribonucléique) et d'autres structures cellulaires essentielles à la survie des cellules. Dans le cas de l'ADN, une action directe se produit lorsque des rayons X créent des ions susceptibles de provoquer (Jackson, 2002) :

- une altération chimique des bases
- un clivage des squelettes sucre-phosphate
- une rupture des liaisons hydrogènes reliant les paires de bases (figure 15).

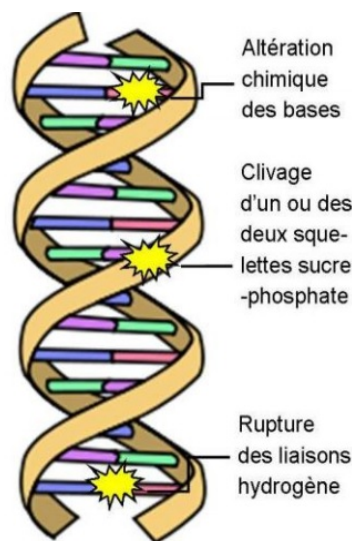


Figure 15 : Action directe du rayonnement ionisant sur les molécules d'ADN (Parlons Sciences, 2014)

6.2.2. Action indirecte

Le corps humain étant composé à plus de 2/3 d'eau, lorsqu'une cellule est exposée à un rayonnement ionisant, ce dernier peut entrer en interaction avec l'eau contenue dans la cellule (radiolyse).

Lors de la radiolyse de l'eau, des ions positifs H_2O^+ se forment par ionisation. En se désintégrant, ils donnent naissance à des radicaux OH^* et H^* chimiquement très actifs et très agressifs. Si une molécule d'oxygène O_2 se combine avec un radical H^* , il en résulte la formation de HO_2^* instable qui se décompose en substance telle que le peroxyde d'hydrogène H_2O_2 , ce qui peut entraîner la destruction de la cellule.

L'eau ionisée se comporte alors comme un véritable poison cytologique (Bacq, 1951).

En résumé :

Lorsqu'un électron incident perd une partie ou toute son énergie cinétique, cette énergie est convertie soit sous forme de chaleur (99 %), soit sous forme de rayonnement (1 %). Si la perte d'énergie de l'électron est suffisamment importante, il peut produire des rayons X.

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques de hautes fréquences composés de photons.

Les rayons X sont produits soit par :

- un rayonnement continu de freinage (en grande partie) : un électron libre est stoppé ou dévié par un atome ce qui entraîne une libération d'énergie sous forme de rayons X ;
- un rayonnement caractéristique (fraction moindre) : un électron libre expulse un électron d'un atome, ce qui provoque un réarrangement électronique et donc une libération d'énergie sous forme de rayons X.

Les rayons X peuvent interagir avec la matière soit en étant totalement absorbés (absorption photo-électrique), soit en étant déviés (effet Thomson et effet Compton).

Les rayons X peuvent devenir dangereux pour un système biologique, car lorsque ceux-ci sont absorbés en trop grande quantité, ils peuvent entraîner des lésions sur les tissus (cancer), les cellules (mort cellulaire) et les molécules (destruction ADN).

Les facteurs contrôlant les caractéristiques d'un faisceau de rayons X sont :

- le temps d'exposition : contrôle le nombre de photons générés ;
- l'intensité du courant : détermine le nombre d'électrons produits et donc le nombre de photons produits ;
- la tension : contrôle l'énergie des électrons produits et donc l'énergie des rayons X ;
- la filtration : permet de réduire les rayons mous de faibles énergies ;
- la collimation : améliore la qualité de l'image ;
- la distance foyer objet : réduit la dose reçue

Partie 2

L'avènement de la radiologie

1. Les travaux antérieurs à Röntgen

Il est facile de croire que le début de l'histoire de la radiologie commence par la découverte capitale des rayons X de Wilhelm Röntgen en 1895. Cependant, cette découverte n'aurait pas été possible si des précurseurs ne s'étaient intéressés à l'électricité et au phénomène du vide. Certains d'entre eux au cours de leurs expérimentations, ont très probablement produit des rayons X sans le savoir.

1.1. Jean-Antoine Nollet (1700-1770)

Dans son livre *Essai sur l'électricité des corps* paru en 1746, l'abbé Nollet, de l'académie Royale des Sciences, écrivait :

« Un globe ou un **tube de verre**, dont on a **ôté l'air** par le moyen d'une machine pneumatique, **devient tout lumineux** en dedans lorsque l'on le frotte en dehors [...] Qui empêche donc que, sur cet exemple on ne prenne une idée à peu près semblable de la matière que l'on voit briller dans un globe de verre où l'on a fait le vide. Elle peut être **lumineuse et électrique** ; elle est souvent l'une et l'autre en même temps » (Nollet, 1746).

Ainsi, dès la première moitié du XVIII^e siècle, l'abbé Nollet (figure 16 A) travaillait expérimentalement sur des ampoules de verre munies d'électrodes dans lesquelles il faisait le vide, alimentées par une machine statique, traçant ainsi la voie à l'étude des phénomènes électromagnétiques (Torlai, 1987).

Son « **œuf électrique** » (figure 16 B) fût l'ancêtre des tubes de Crookes et, par conséquent, celui des ampoules à rayons X.

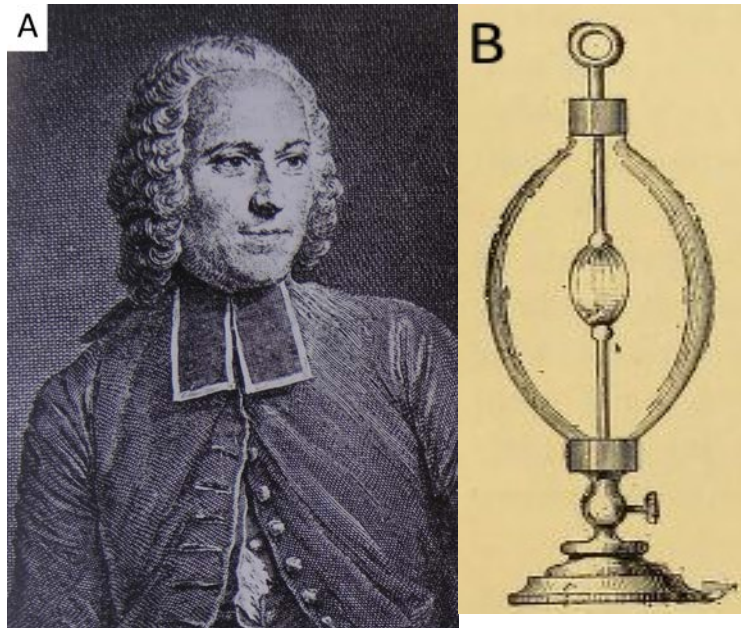


Figure 16 : Jean-Antoine Nollet (A) (Pallardy et coll, 1989) et son œuf électrique (B) (Foveau, 1897)

1.2. Heinrich Geissler (1815-1879)

Heinrich Geissler (figure 17 A), à l'origine modeste souffleur de verre, est ensuite devenu professeur de physique à l'université de Bonn. En 1857, il présenta son tube (figure 17 B), une pompe à vide à déplacement de mercure, qui permettait de réaliser un vide poussé. Cet objet fit de lui un des plus grands pionniers des **phénomènes du vide**. Il étudia les phénomènes liés à la décharge électrique dans les gaz raréfiés en collaboration avec Julius Plücker (Davis, 1981).

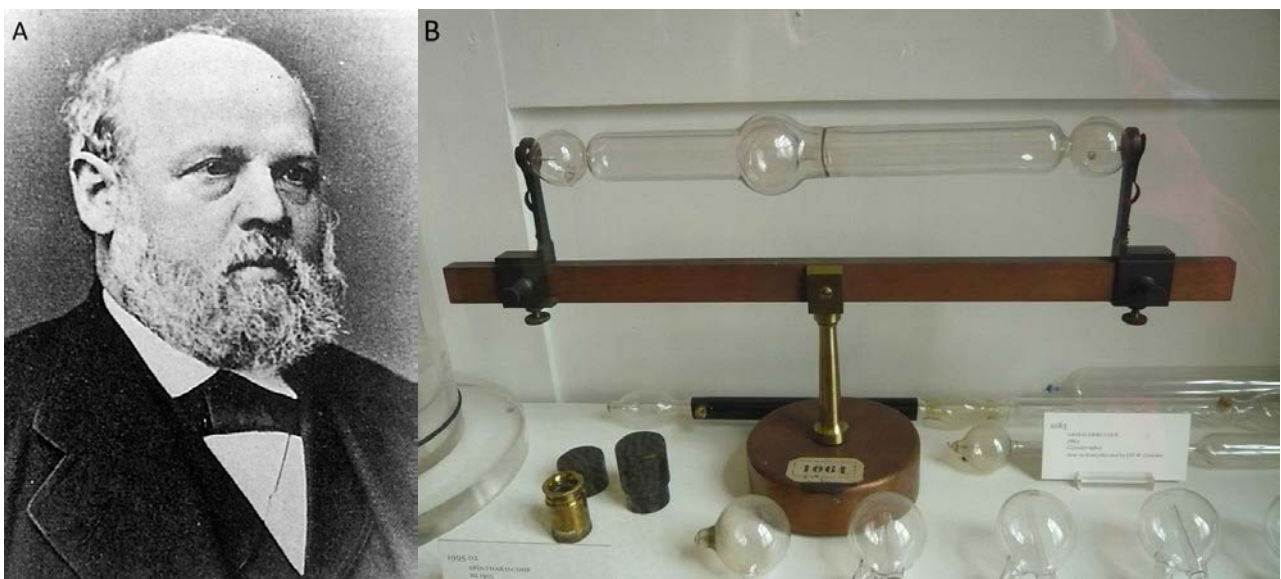


Figure 17: Heinrich Geissler (A) (NNDB, 2014) et son tube (B) (Keller, 1992)

1.3. Julius Plücker (1801-1868)

Professeur de mathématiques et de physique, il travailla en collaboration avec Heinrich Geissler. En 1858, Julius Plücker (figure 18) utilisa des aimants sur les tubes de décharge électrique montrant ainsi que les rayons cathodiques pouvaient être déviés sous l'action d'un champ magnétique (Bayerische, 1888). Ses recherches ont montré que les rayons cathodiques étaient constitués de particules chargées négativement ce qui aboutira à la **découverte de l'électron** en 1897 (Goldman, 2013).



Figure 18 : Julius Plücker (NNBD, 2014)

Pour information, le **rayon cathodique est un faisceau d'électrons** que l'on peut observer dans un tube à vide. Les électrons, en se déplaçant, ionisent le gaz résiduel qui devient alors fluorescent (figure 19).



Figure 19 : Le rayonnement cathodique (Keller, 1992)

Les électrons ionisent le gaz en rose et les parois internes du verre en vert (recouvertes d'un produit phosphorescent)

1.4. William Crookes (1832-1919)

William Crookes (figure 20 A), chimiste et physicien britannique, a donné son nom, en 1869, à la technique des **tubes de Crookes**, grâce auxquels ont été découverts les rayons X.

Ce tube était une amélioration du tube de Geissler, il se présentait sous la forme d'un tube de verre avec un vide plus poussé et possédait deux électrodes (figure 20 B). Ce tube fut utilisé par de nombreux physiciens comme Plücker, Hertz, Lenard et Röntgen afin d'étudier les propriétés des rayons cathodiques (Dilman, 1902).

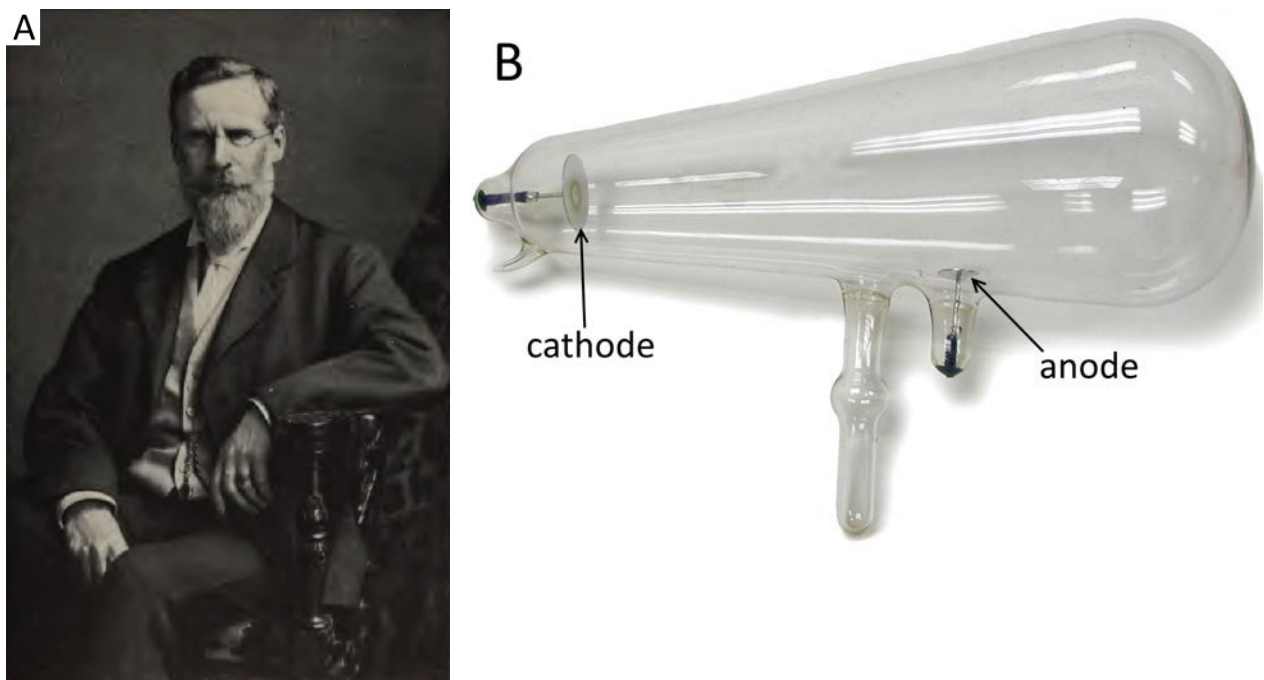


Figure 20: William Crookes (A) (Williams, 1904) et son 1^{er} modèle du tube de Crookes (B) (d'après Keller, 1992)

1.5. Heinrich Hertz (1857-1894)

Heinrich Rudolf Hertz (figure 21) fit des expérimentations sur les rayons cathodiques générés par le tube de Crookes. En 1891, Hertz rapporta que ces rayons pouvaient passer au travers d'une fine feuille d'or d'argent ou d'aluminium (Glasser, 1945).



Figure 21 : Heinrich Hertz (Garratt, 1974)

1.6. Philipp Lenard (1862-1947)

Philipp Lenard (figure 22 A), qui était un des assistants d'Hertz de 1892 à 1894, a été récompensé par le prix Nobel de physique en 1905 pour son travail sur les rayons cathodiques et sur l'atténuation du rayonnement.

En effet, les rayons cathodiques sont produits dans des tubes en verre simple mais lorsque ces rayons heurtent la paroi du verre, ils se trouvent freinés. Le verre s'échauffe alors fortement et les rayons deviennent difficiles à étudier. Il eut l'idée de modifier le tube et d'ajouter une plaque d'aluminium (**fenêtre de Lenard**) assez mince pour maintenir la pression interne, remplaçant une partie de la paroi en verre (figure 22 B) et permettant aux rayons cathodiques de passer à l'extérieur du tube. Il devint alors possible d'étudier ces rayons (Claxton, 1970).

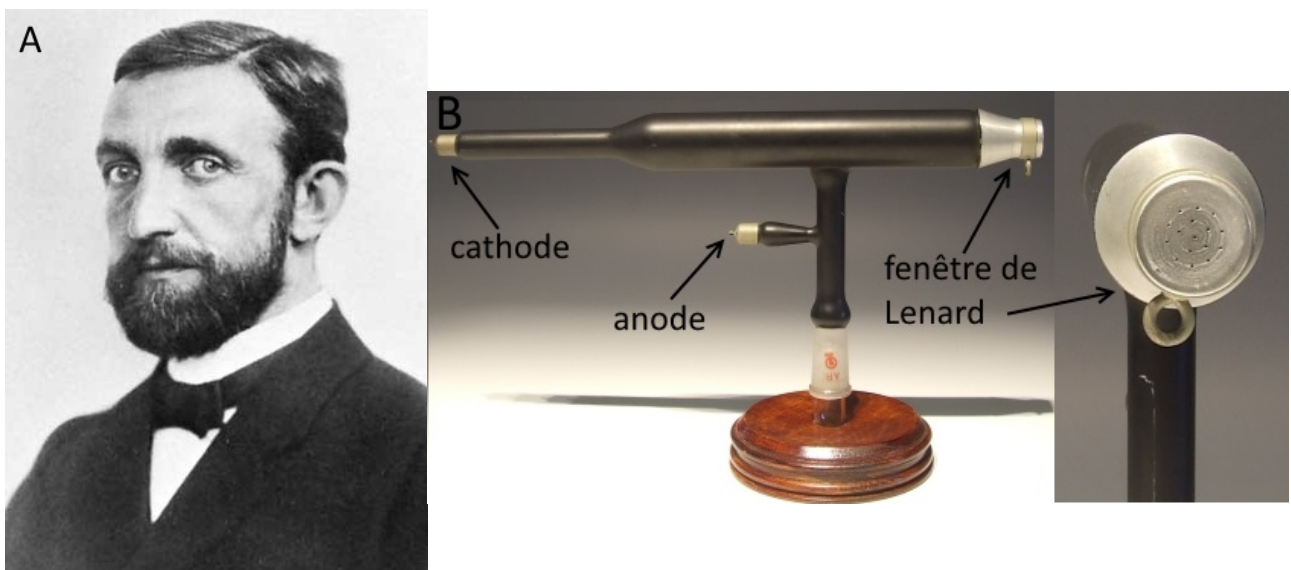


Figure 22 : Philipp Lenard (A) (Nobelprize, 2013) et son tube (B) (Keller, 1992)

1.7. Arthur Willis Goodspeed (1860-1943)

Arthur Willis Goodspeed (figure 23 A), professeur en physique à l'Université de Pennsylvanie aux États-Unis est aujourd'hui une figure oubliée.

Le 22 février 1890 il produisit, complètement par accident, une image radiographique. En effet, l'une des plaques développées présentait deux taches circulaires dont il ne put expliquer l'origine. Deux pièces de monnaie se trouvaient, par hasard, sur l'une des plaques non encore développées, proches du tube. Les taches circulaires étaient la radiographie de ces pièces (figure 23 B).

Goodspeed avait ainsi réalisé sans le savoir **la 1^{ère} image à rayons X** mais cet incident n'a reçu d'explication qu'après les travaux de Röntgen (Valery-Radot, 1914).

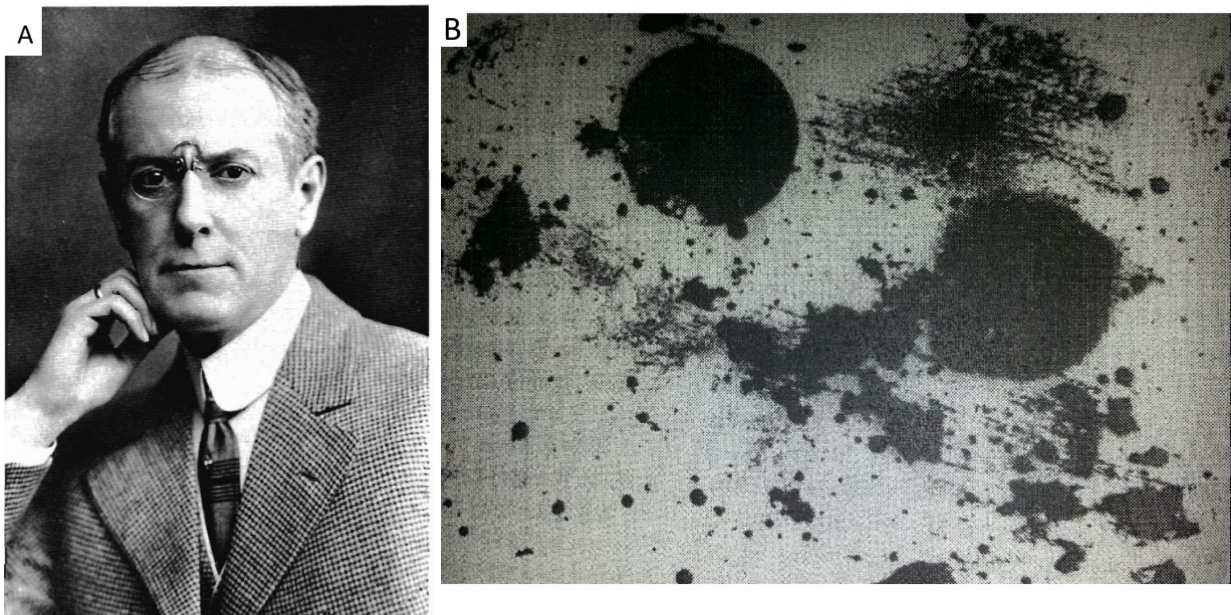


Figure 23 : Arthur Willis Goodspeed (A) (Scientific Photography, 2012) et sa radiographie accidentelle (B) (Walden, 1991)

1.8. Nikola Tesla

En 1887, Nikola Tesla (1856-1943), un ingénieur électrique et inventeur serbe, expérimenta un tube sous vide à électrodes. Des rayons X étaient produits quand les électrons heurtaient l'enveloppe en verre du tube. Cependant, Tesla ne réalisa pas la signification de ces rayons (Cheney, 1999).

En résumé :

En 1857, Geissler fut un des premiers à s'intéresser aux phénomènes du vide grâce à son tube.

En 1858, Plücker montra que les rayons cathodiques étaient un faisceau d'électrons que l'on pouvait observer dans un tube à vide.

En 1869, Crookes mit au point son propre tube qui sera utilisé ensuite par de nombreux physiciens afin de mieux étudier les propriétés des rayons cathodiques.

En 1890, Goodspeed réalisa accidentellement la première image radiographique.

En 1892, Lenard créa un dispositif (fenêtre de Lenard) qui autorisait le passage des rayons cathodiques à l'extérieur du tube permettant ainsi de mieux les étudier.

Si le degré de vide du tube était suffisamment important et que les électrons du faisceau cathodique avaient suffisamment d'énergie (tension du tube de plusieurs kilovolts), en percutant le verre, cela produisait des rayons X.

Certains de ces physiciens ont donc produit des rayons X sans le savoir.

2. La découverte de Röntgen

2.1. La genèse des rayons Röntgen

Le 8 novembre 1895, Wilhelm Conrad Röntgen (figure 24), professeur de physique à l'université de Würzburg, utilisa le tube de Crookes dans une salle sombre, le tube était placé dans une boîte en carton et donc hermétique à la lumière. Un écran de platinocyanure de baryum, une substance fluorescente sensible à la lumière visible, était placé à quelques mètres du tube à l'écart de toute lumière.

À sa surprise, il découvrit que le film était mystérieusement fluorescent.

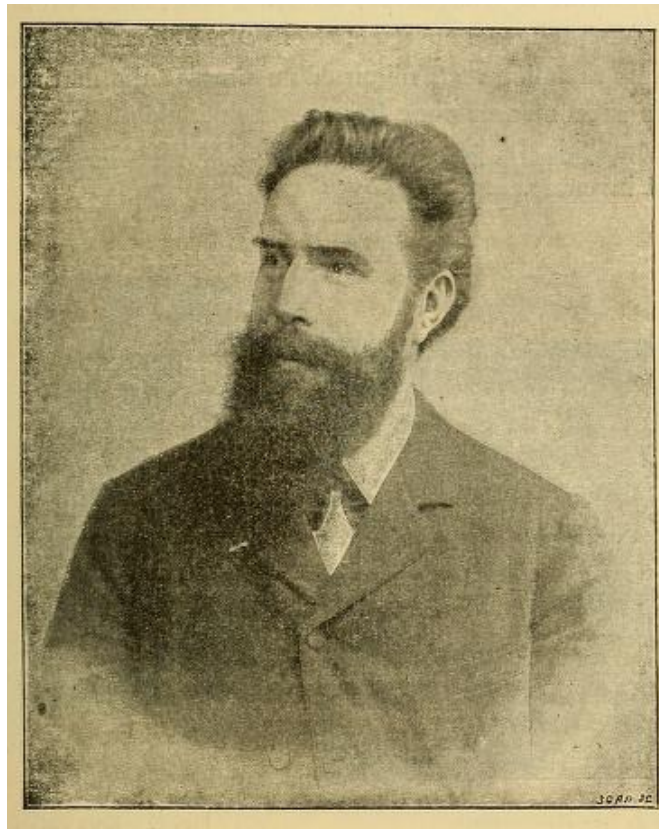


Figure 24 : Portrait de Röntgen (Foveau, 1897)

Il recommença ses expériences en plaçant le film de plus en plus loin du tube et en utilisant divers objets métalliques. À noter que la fluorescence de l'écran ne pouvait pas être due aux rayons cathodiques car ceux-ci ne pouvaient pas traverser le verre du tube.

Röntgen tira ainsi la conclusion qu'il y avait une nouvelle sorte de rayonnement qui n'était ni la lumière visible, ni les rayons cathodiques et que le tube de Crookes était forcément à l'origine de ce rayonnement. Il nota également que ces rayons pouvaient passer au travers du carton.

Il baptisa ce rayonnement de la lettre symbolisant l'inconnue en mathématiques, le X. **C'était la découverte des rayons X** (Glasser, 1934).

Röntgen était un excellent photographe amateur, il existe de nombreuses photographies qu'il avait réalisées lui-même. Parmi ces documents, il faut surtout signaler de remarquables collections de vues stéréographiques.

Il n'est pas impossible que les connaissances photographiques de Röntgen soient à l'origine du déclic qui le conduisit à saisir d'emblée l'importance de ce phénomène (Mould, 1993).

Lors d'une de ses expériences il plaça sa main entre le tube et l'écran fluorescent (figure 25). À sa stupéfaction, il voyait distinctement les os de la main.

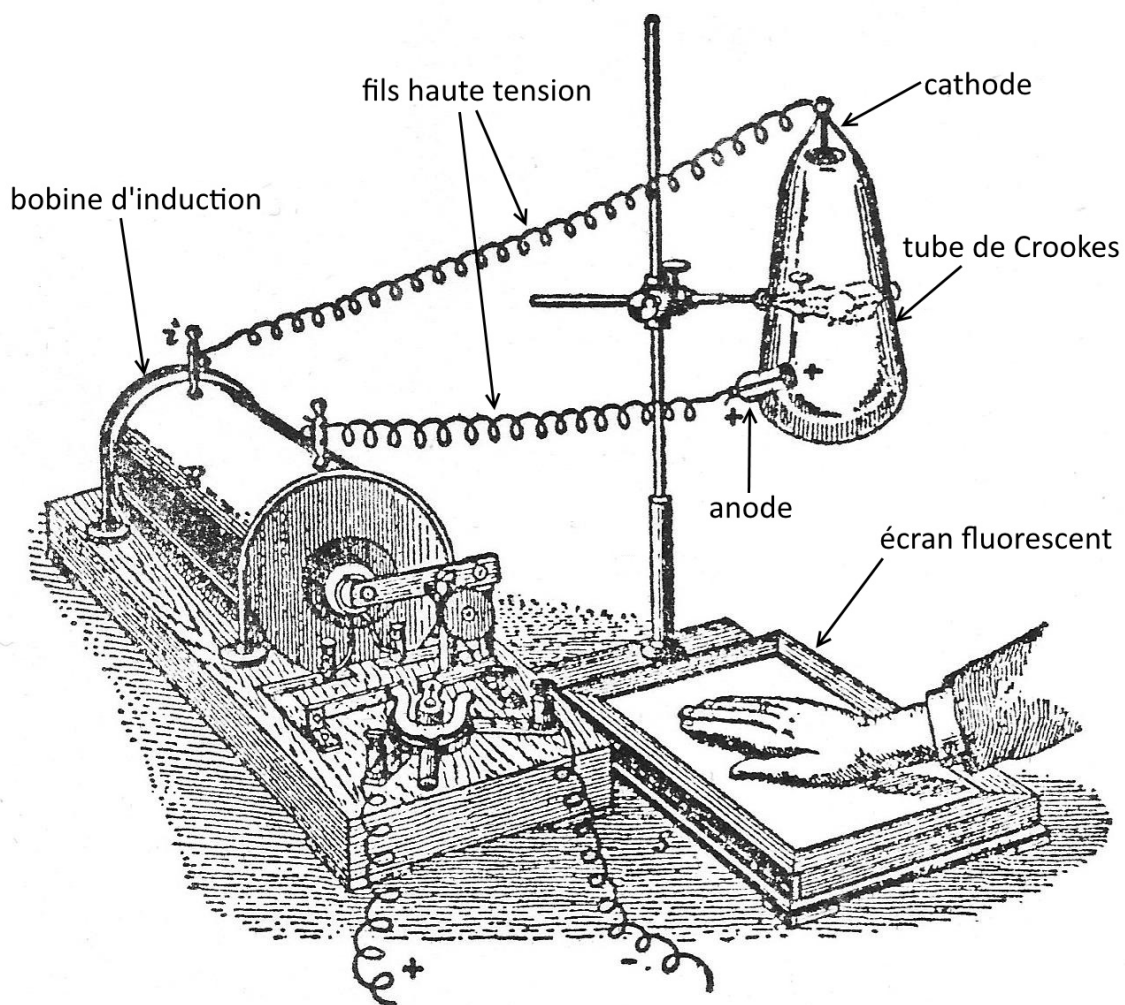


Figure 25 : Appareil expérimental de Röntgen en 1895 (d'après Streller et coll, 1973)

Le 22 décembre 1895, la fameuse radiographie de la main de la femme de Röntgen (figure 26) fut réalisée et il délivra son premier compte rendu intitulé *Sur une nouvelle espèce de rayons* à la société physique médicale de Würzburg le 28 décembre 1895. Seule la 1^{ère} page du manuscrit original existe encore, le reste a été détruit après sa mort comme indiqué dans son testament (Glasser, 1934).

Sa découverte fut rapidement apprise à travers le monde. Röntgen reçut de nombreuses lettres de félicitations de la part de scientifiques tels qu'Albert Einstein, Marie Curie, Lord Kelvin et Thomas Edison (Thomas, 2013).

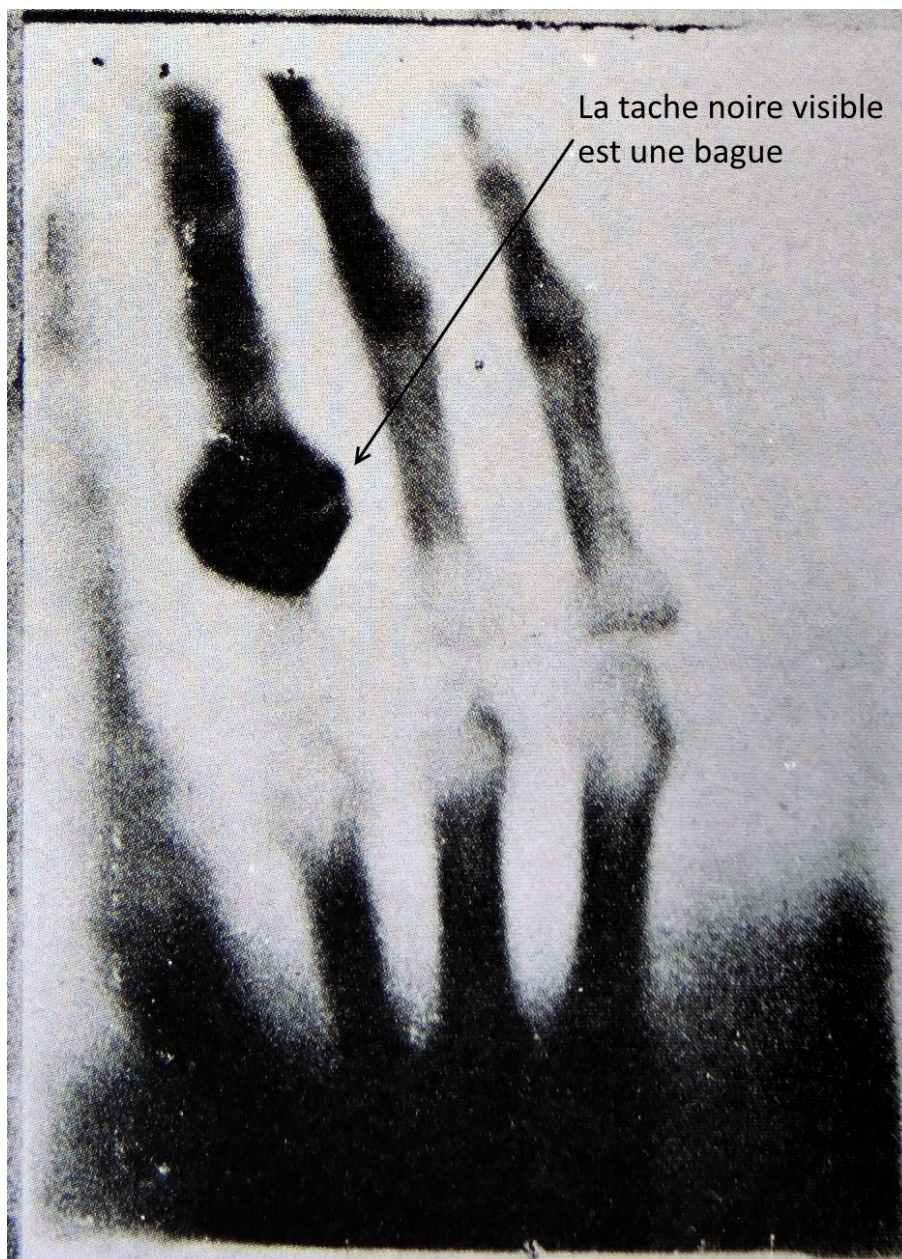


Figure 26 : La 1^{ère} radiographie de la main de Bertha Röntgen (Kevles, 1997)

2.2. L'interview de Röntgen par H.J.W Dam

Röntgen fut interrogé par le journaliste américain H.J.W Dam et cette interview fut publiée dans le *Pearson's Magazine* en 1896 :

« - Quelle date ?

- Le 8 novembre

- Et qu'elle fut la découverte ?

- J'étais en train de travailler sur le tube de Crookes recouvert entièrement d'un carton noir. Un écran de platinocyanure de baryum était placé à côté. Après avoir mis le tube sous tension, j'ai noté une trace particulière sur l'écran.

- Qu'était-ce ?

- Cet effet était un des effets qui pouvaient seulement être reproduit par la lumière. Aucune lumière ne pouvait venir depuis le tube et aucune lumière ne pouvait atteindre l'écran puisqu'il était caché à l'intérieur du carton totalement opaque à la lumière.

Et qu'est-ce que vous pensez ?

- Je ne pense pas, je recherche. Je suppose que cet effet ne peut provenir que du tube. [...] Les rayons qui proviennent du tube ont un effet luminescent sur l'écran. [...] Cela semble être une nouvelle sorte de lumière invisible, c'est clairement quelque chose de nouveau.

- C'est de la lumière ?

- Non

- De l'électricité ?

- Pas dans une forme connue

- Qu'est-ce que c'est ?

- Je ne sais pas » (traduit de l'anglais d'après Dam, 1896).

Röntgen reçut le premier prix Nobel de physique, décerné en 1901.

« L'académie a décerné le prix Nobel de physique au Professeur Röntgen pour sa découverte, dont le nom sera toujours lié avec lui en tant que **rayons Röntgen** ou comme il l'appelle lui-même les **rayons X**. [...] Ces rayons ont permis une avancée considérable de la pratique médicale » (Nobelstiftelsen, 1967).

La médaille du prix Nobel (figure 27) peut être vue aujourd'hui au musée Röntgen (figure 28) à Remscheid en Allemagne. En allemand « röntgen » est devenu synonyme de « radiographier » et est utilisé couramment par les médecins germaniques.



Figure 27 : Médaille du prix Nobel (photographie personnelle)



Figure 28 : Musée Röntgen à Remscheid en Allemagne (photographie personnelle)

2.3. Les conclusions de Röntgen

Son manuscrit *Über eine neue Art von Strahlen* donnait des explications sur la découverte de ces rayons. La première page de ce manuscrit (figure 29) est également présentée au musée Röntgen.

Über eine neue Art von Strahlen
von W. C. Röntgen.
(Vollständige Mittheilung.)

1. Lässt man durch ein Hittorf'sche Vacuumröhre, oder einen genügend evacuirten Crookes'schen, Crookes'schen oder ähnlichen Apparat die Entladungen eines grösseren Ruhmkorff'schen ^{die Röhre} geben, und bedeckt ~~den~~ ^{den} Apparat mit einem ziemlich eng anliegenden Mantel aus dünnem schwarzen Carton, so sieht man in dem vollständig verdunkelten Zimmer einen in die Nähe des Apparates gebrauchten, mit Bariumplatinocyanür angestrichenen Pappschirm bei jeder Entladung hell aufleuchten, fluoresciren gleichgültig ob die angestrichene oder die andere Seite des Schirmes dem Entladungsapparat zugewendet ist. Die Fluorescenz ist noch in 2 m Entfernung vom Apparat bemerkbar.

Man überzeugt sich leicht, dass die Ursache der Fluorescenz vom Inneren des Entladungsapparates und von keiner anderen Stelle der Leitung ausgeht.

Figure 29 : Première page du manuscrit de la publication de Röntgen « Über eine Neue art von Strahlen » (Streller et coll, 1973)

Je reprends ici la traduction des points importants de ce manuscrit (Pallardy et coll, 1989)

« 1. Ce qui frappe de prime abord, c'est que l'enveloppe de carton noir qui arrête toute lumière visible ou ultraviolette du spectre solaire ou électrique, laisse passer un agent capable de déclencher une vive fluorescence. [...]

On peut démontrer sans peine que **tous les corps sont traversés mais de façon très variable**. [...] La main interposée entre le tube et l'écran entraîne une ombre d'ensemble discrète dans laquelle on distingue une ombre plus accusée des os de la main. [...] Des liquides tels que l'eau sont très transparents. [...] Derrière des plaques de cuivre, d'argent, de plomb, d'or, de platine, la fluorescence ne persiste que lorsque ces plaques ne sont pas trop épaisses. Une plaque de platine de 0,2 mm d'épaisseur ou des plaques d'argent sont encore très transparentes. Une plaque de plomb de 1,5 mm d'épaisseur est pratiquement opaque. [...]

2. **La transparence des différentes substances** lorsqu'elles ont une épaisseur identique est **en rapport avec leur densité** : aucune autre propriété ne se fait en tout cas remarquer. [...]

3. Tous les corps diminuent en transparence avec l'augmentation d'épaisseur. [...]

4. On superpose des feuilles de platine, plomb, zinc et aluminium pour leur donner une épaisseur inégale mais une transparence égale. Le tableau suivant indique l'épaisseur de ces feuilles en millimètres, l'épaisseur relative par rapport au platine et la densité.

	Épaisseur (mm)	Épaisseur relative	Densité
Platine	0,018	1	21,5
Plomb	0,05	3	11,3
Zinc	0,10	6	7,1
Aluminium	3,5	200	2,6

Ces valeurs démontrent que la transparence de métaux différents n'est pas la même lorsque le produit de la densité par l'épaisseur est égal. La transparence augmente beaucoup plus que ce produit ne diminue. [...]

5. **Les rayons X diffèrent des rayons cathodiques** par le fait que je n'ai jamais réussi, malgré beaucoup d'efforts, à dévier un faisceau de rayons X dans un champ magnétique, même très puissant. Or la propriété de déviation par un champ magnétique est considérée jusqu'à présent comme critère des rayons cathodiques. [...]

6. C'est la partie la plus fluorescente du tube qui correspond à la plus grande émission de rayons X dans toutes les directions. **Les rayons X sont donc émis aux points où les rayons cathodiques frappent la paroi de verre du tube.** Ce point peut être déplacé par déplacement du rayon cathodique par un aimant. Ce fait représente une autre raison pour laquelle les rayons X, qu'on ne peut pas dévier, ne sont pas à considérer comme des rayons cathodiques transmis ou réfléchis par la paroi de verre. C'est pour ces raisons que je conclus que les rayons X ne sont pas identiques avec les rayons cathodiques, mais qu'ils sont produits par ces rayons dans la paroi de verre du tube. [...]

7. Cette production ne se fait pas exclusivement dans le verre, mais aussi dans l'aluminium » (Pallardy, 1989).

Telle est la conclusion de cet homme qui, en quelques jours (du 8 novembre au 28 décembre), décrivit un rayonnement invisible qu'il essaya de cerner et de décrire avec ses principales propriétés.

En résumé :

Röntgen fit la découverte des rayons X le 8 décembre 1895.

Il mit en évidence que les rayons X proviennent du tube à gaz, sont capables de traverser certains matériaux et interagissent avec la substance de l'écran.

La transparence des différents matériaux (en épaisseur identique) est liée à leur densité. Quel que soit le matériau, plus l'épaisseur est grande, plus les rayons X sont absorbés.

Les rayons X sont capables d'impressionner un film photographique de la même manière que la lumière. En enfermant une plaque photographique dans une cassette opaque à la lumière mais qui laisse passer les rayons X (par exemple le carton), on obtient alors une image radiographique, on peut alors étudier de nouvelles structures comme les os de la main.

Les rayons X et les rayons cathodiques ne sont pas de même nature. Les rayons X sont un faisceau de photons alors que les rayons cathodiques sont un faisceau d'électrons. Les électrons du faisceau cathodique, en percutant le verre, perdent leur énergie et produisent ainsi des rayons X.

La paroi du verre n'est pas indispensable pour la production des rayons X, les électrons ont seulement besoin d'une cible à percuter, peu importe sa nature. Ainsi les tubes radiogènes évoluèrent au cours des années suivantes, en ajoutant par exemple une anti-cathode (voir Partie 3 Chapitre 2).

Pour sa découverte, Röntgen reçut le prix Nobel de Physique en 1901.

3. Prise de conscience de l'intérêt des rayons X

3.1. En Autriche

Le 1^{er} janvier 1896, Röntgen envoya plusieurs exemplaires d'images radiographiques à un large éventail d'éminents physiciens en Europe : Arthur Schuster à Manchester, Friedrich Kohlrausch à Göttingen, Lord Kelvin à Glasgow, Henry Poincaré à Paris et Ernst Lecher à Vienne qui le transmit à son père Z.K. Lecher, éditeur du journal de Vienne *Die Presse*. Ce journal rapporta sa découverte en première page, le 5 janvier 1896.

C'est la presse viennoise qui transmet ainsi en premier l'information, bientôt reprise par plusieurs pays.

À partir de ce moment, les articles se succédèrent à un rythme accéléré à travers le monde (Jenkins, 2008).

3.2. Aux États-Unis

Aux États-Unis, *The New York Sun* fit une publication le 6 janvier 1896 puis le *Saint Louis Post-Dispatch* les jours suivants (Brecher, 1969).

Cinq jours plus tard, la nouvelle fut reprise par le *New York Times* qui annonça la découverte comme une nouvelle forme de photographie qui révèle des éléments cachés, pénètre le bois, le papier ainsi que la peau dévoilant les os du corps humain (Kevles, 1997).

3.3. En Allemagne

Le *Frankfurter Zeitung* du 7 janvier 1896 révéla la nouvelle à ses lecteurs en titrant *une sensationnelle découverte* (Walkhoff, 1928).

La consécration fut atteinte le 12 janvier 1896 lorsque Röntgen fut appelé à Berlin par l'Empereur d'Allemagne afin de lui démontrer ses fameuses expériences.

Le 23 janvier, il fut invité par l'Institut physico-médical de Würzburg où il présenta le résultat de ses recherches, il fit également une démonstration en radiographiant la main d'un célèbre anatomiste (Albert von Kölliker) (figure 30).

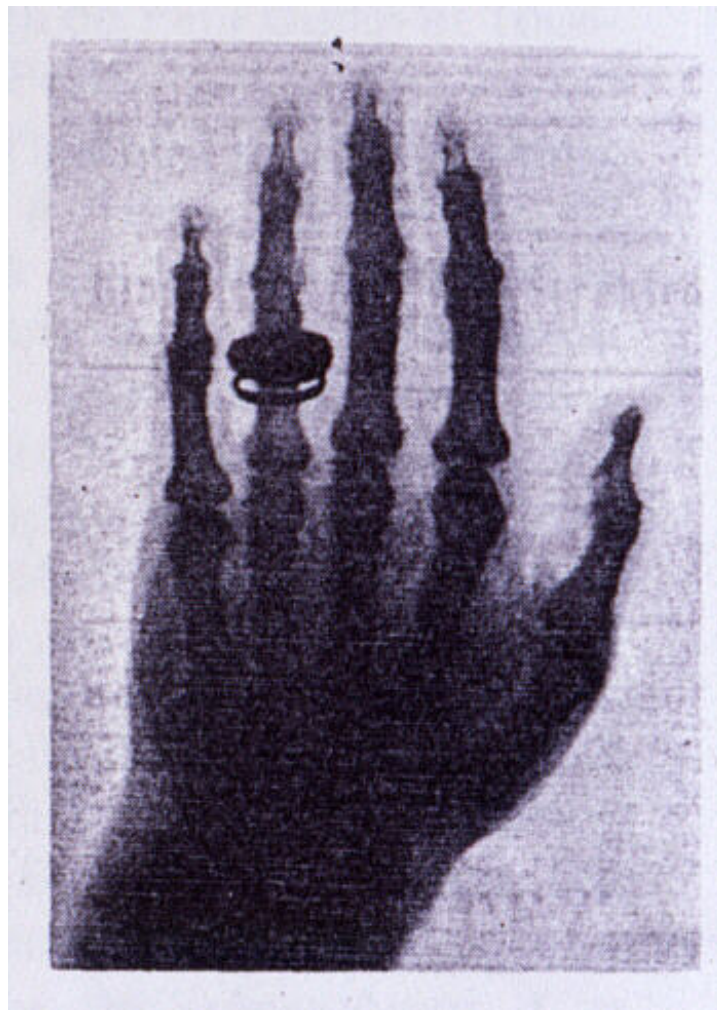


Figure 30 : Radiographie de la main de l'anatomiste Albert von Kölliker (Walter, 2009)

3.4. En Angleterre

En Angleterre, les nouvelles de la découverte ont été imprimées dans *The Manchester Guardian* le 7 janvier et aussi dans *The London Evening Standard* le 7 et 8 janvier 1896. Le journal scientifique *Nature*, le 16 janvier 1896, était cependant plus réservé à propos de la découverte. La traduction de *On a New kind of Rays* a été imprimée pour la publication du 23 janvier de *Nature* (Thomas et coll, 1995).

Évidemment, comme c'est le cas lors de toute découverte, certains ne croyaient pas au développement de ce procédé et n'y voyaient aucun avantage pour le diagnostic. C'est ainsi qu'on put lire:

« Il est problématique que l'on puisse à partir d'images d'ombres estompées et nébuleuses, lire ou voir quelque chose ». (Medical News, 1896)

Le journal médical *The Lancet* a publié un éditorial intitulé *A Search Light of Photography* et était également sceptique sur cette découverte.

Le 12 janvier 1896, le journal *The Times* a seulement annoncé la nouvelle comme une avancée mineure pour la photographie (Kevles, 1993).

3.5. En France

À Paris, le *Petit Parisien* fut le premier à annoncer la nouvelle le 10 janvier 1896 dans un article nommé ***Une découverte sensationnelle*** apparemment traduit de l'allemand, à partir de *Die Presse*, on y remarque l'orthographe approximative de « Routgen » et sa nationalité erronée puisqu'il est qualifié de professeur autrichien (*Le Petit Parisien*, 1896).

Le quotidien *Le Matin* fut souvent cité à tort comme le premier à avoir annoncé la découverte, or elle n'était sortie que 3 jours après l'article du *Petit Parisien* (Pizzon, 1970).

3.6. Dans le reste du monde

En Hongrie, la communication de Röntgen fut traduite dans la *Pester Lloyd* du 16 janvier 1896.

En Russie, le physicien Nikolai Grigorievich Egorov effectua les premiers essais sur des objets le 16 janvier 1896.

En Italie, à partir du 25 janvier 1896, Angelo Batelli présenta les premières radiographies d'objets métalliques.

En Belgique, les 1^{ères} radiographies furent réalisées par Henri Van Heurck, directeur du jardin Botanique d'Anvers, le 29 janvier 1896. Il fit des radiographies d'animaux et d'humains ; ses clichés illustrèrent plusieurs manuels français de cette époque.

En Amérique du Nord, le document le plus ancien fut produit le 27 janvier 1896 par Arthur William Wright, physicien. Son travail fut repris dans *Electrical Engineer* du 5 février, dans *Science* du 14 février et dans *American Journal of Science* en mars 1896.

En Australie, le premier article dans le *Daily Telegraph* date du 31 janvier 1896 et le premier cliché radiographique d'un pied fut effectué par Sir Thomas Rankin Lyle le 3 mars 1896 au Laboratoire de Physique de l'Université de Melbourne (Pallardy, 1889).

En résumé :

En moins d'un an, la découverte des rayons X fut annoncée quasiment à travers le monde entier.

4. Les pionniers de la radiologie dentaire

Les pionniers de la radiologie étaient surtout des médecins et physiciens mais il ne faut pas oublier que quelques rares dentistes se sont intéressés à cette découverte et ont ainsi rapidement intégré les rayons X dans leur exercice professionnel.

Au début de la radiologie, la prise de cliché était très difficile, elle demandait un matériel adapté et dangereux pouvant utiliser plusieurs milliers de volts. Le risque d'accident (incendie, brûlure, électrocution) était très élevé.

La qualité des radiographies était peu probante au départ, ne laissant apparaître qu'une simple ombre des dents. Les tubes n'étaient pas assez sophistiqués pour l'époque et ne produisaient que des rayons X de faible énergie (rayons mous), donc peu pénétrant, d'où l'effet d'ombre sur les images.

L'intérêt que suscitaient les rayons X était tel qu'un an après leur découverte, plus de 1000 articles avaient été publiés sur ce sujet (Philipps, 1896).

4.1. Otto Walkhoff (1860-1934)

La polémique reste toujours ouverte pour ce qui est de l'attribution d'un nom et d'une date à la toute première radiographie dentaire. Il semble cependant qu'on doive l'attribuer à Otto Walkhoff alors enseignant à Braunschweig (Allemagne) qui écrit :

« Je me dis que ces rayons utilisés pour photographier les os de la main pouvaient l'être aussi pour les dents [...] aussitôt, je demandais à mon ami le Professeur Giesel de me radiographier. On ne travaillait pas encore avec des films et j'arrondissais donc un morceau de plaque photographique puis l'enveloppais de papier noir dans ma bouche en la maintenant immobile pendant tout le temps d'exposition (25 minutes) ce qui fut un vrai calvaire ! » (Walkhoff, 1928).

Cette **première radiographie dentaire** (figure 31) fut réalisée le **14 janvier 1896** (Ghom, 2008), quelques jours après la publication de Röntgen. La qualité du cliché ne permettait pas vraiment de lecture précise et ne montrait que grossièrement les structures des dents et des mâchoires (Walkhoff, 1928).



Figure 31 : Première radiographie dentaire réalisée par le Dr Walkhoff en janvier 1896 (Walkhoff, 1928)

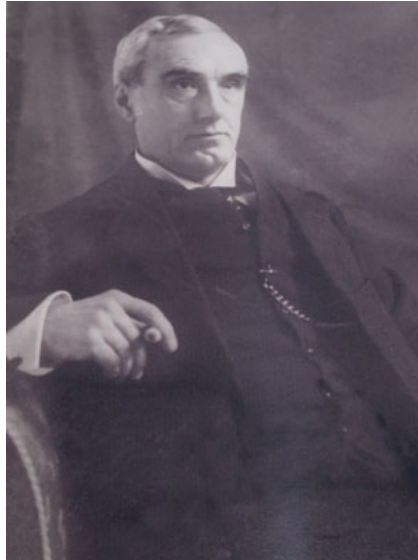
En 1897, il exposa devant les membres de l'Académie allemande des sciences, les premières radiographies crâniennes (figure 32) avec le tube du professeur Koenig (chapitre 4.4) mettant en évidence une meilleure définition des clichés.



Figure 32 : La première radiographie crânienne réalisée par le Dr Walkhoff à l'aide d'un tube de Koenig (Streller, 1965)

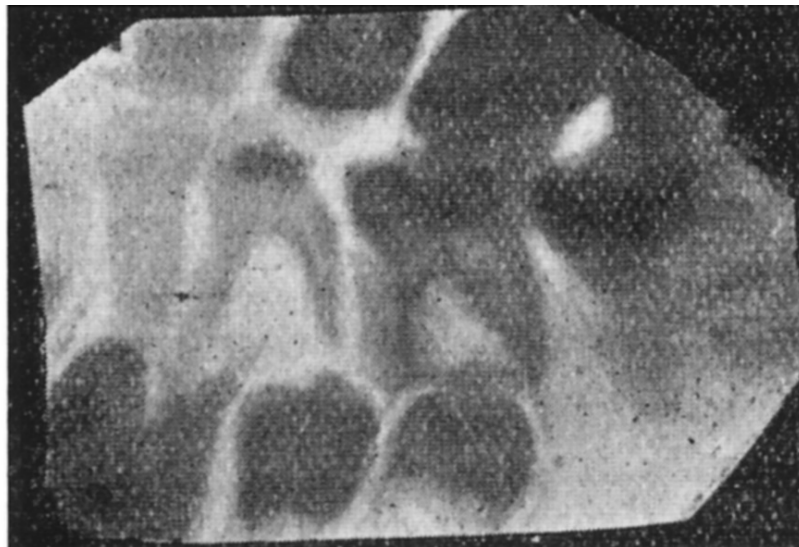
4.2. Frank Harrison (1859-1912)

En Angleterre, Frank Harrison (figure 33) fut un des premiers à utiliser les rayons X en odontologie. Dès janvier 1896, il annonça à la *British Medical Association* qu'il avait construit un nouveau tube destiné à un usage dentaire.



**Figure 33: Frank Harrison
(British Dental Journal, 2014)**

Il l'utilisa pour réaliser une **radiographie dentaire d'une fillette âgée de 7 ans** à Sheffield **en juin 1896** dont le **temps d'exposition** était de **10 minutes** ; les deux molaires temporaires étaient visibles ainsi que les prémolaires successives définitives mais la qualité de l'image ne permettait pas encore d'interprétation précise (figure 34) (Harrison, 1896).



**Figure 34 : Radiographie dentaire d'une fillette de 7 ans prise par F. Harrison
(Horner, 2008)**

4.3. Wilhelm Koenig (1859-1936)

En janvier 1896, Koenig inventa son propre tube (figure 35) qui a la particularité de posséder une anticathode constituée d'un disque de platine orienté à 45° par rapport au point de convergence des rayons cathodiques. Cela avait pour effet de mieux orienter les rayons X produits, ainsi que leur pénétration. On avait donc une meilleure définition des clichés. On peut noter la présence d'une seconde anode, dite accessoire, qui avait pour but de stabiliser la pression interne du tube (Schaeffer, 1897).

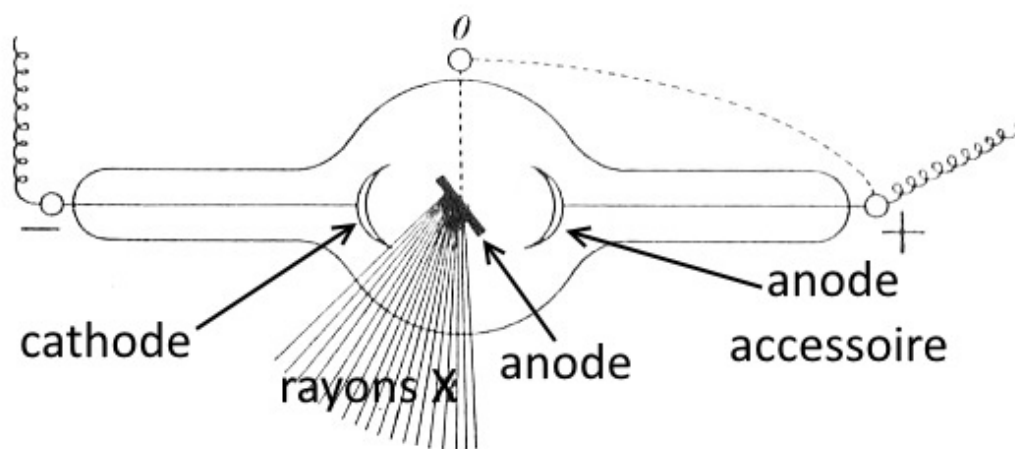


Figure 35 : Tube du Professeur Koenig (d'après Forrai, 2007)

Le 1^{er} février 1896, Wilhelm Koenig, professeur de physique à Francfort, réalisa également des radiographies intra-orales (figure 36) de sa propre bouche qu'il présenta en mars 1896 à la société de Physique de Francfort. Il réussit à réduire le temps d'exposition à 9 minutes pour les dents maxillaires et 5 minutes pour les dents mandibulaires en utilisant son propre tube (Streller, 1965).

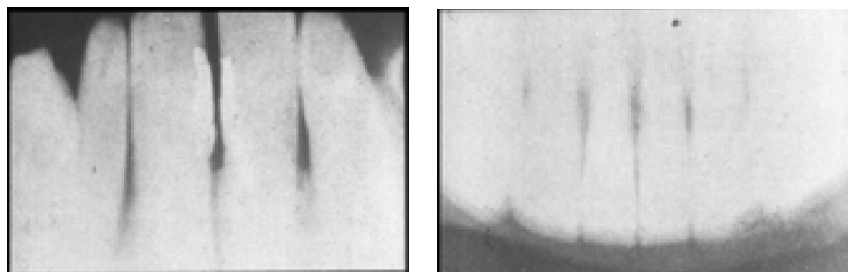


Figure 36 : Radiographie dentaire réalisée le 1^{er} février 1896 par le Dr Wilhem Koenig (Singer, 1995)

4.4. William James Morton (1845-1920)

Le 24 avril 1896, William James Morton tint une conférence sur l'utilisation des rayons X en odontologie et publia son premier skiagraphe dentaire (ancien terme pour désigner une radiographie), en utilisant un crâne, dans le *Dental Cosmos* (figure 37) (Caracci, 1971).

Il termina par ces mots :

« Les rayons X seront plus que des concurrents pour vos miroirs, vos sondes, votre sens tactile le plus délicat et votre hypothétique pouvoir de diagnostic » (traduit de l'anglais d'après Morton, 1896).

Ainsi la radiographie dentaire n'est plus une option et devient alors indispensable en dentisterie (Morton, 1896).

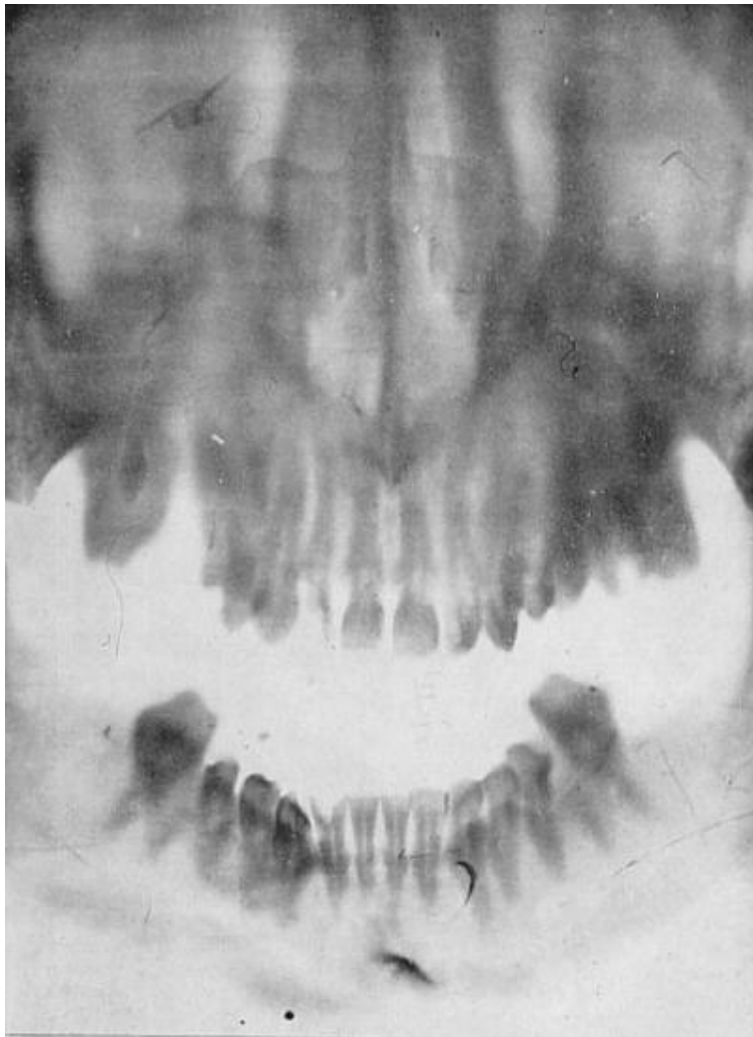


Figure 37 : Le premier skiagraphe du Dr Morton publié dans le *Dental Cosmos* le 24 avril 1896 (Forrai, 2007)

Morton montra comment la technique des rayons X pouvait être utile en dentisterie et il réalisa en 1896 une radiographie intra-orale d'une dent d'un crâne humain (figure 38). Sur l'image, une partie de la pulpe des dents est visible, de même que la mise en place des couronnes. Morton dit que ces images étaient un des « premiers pas vers la prise de photos de la vie des dents » (Morton, 1896).

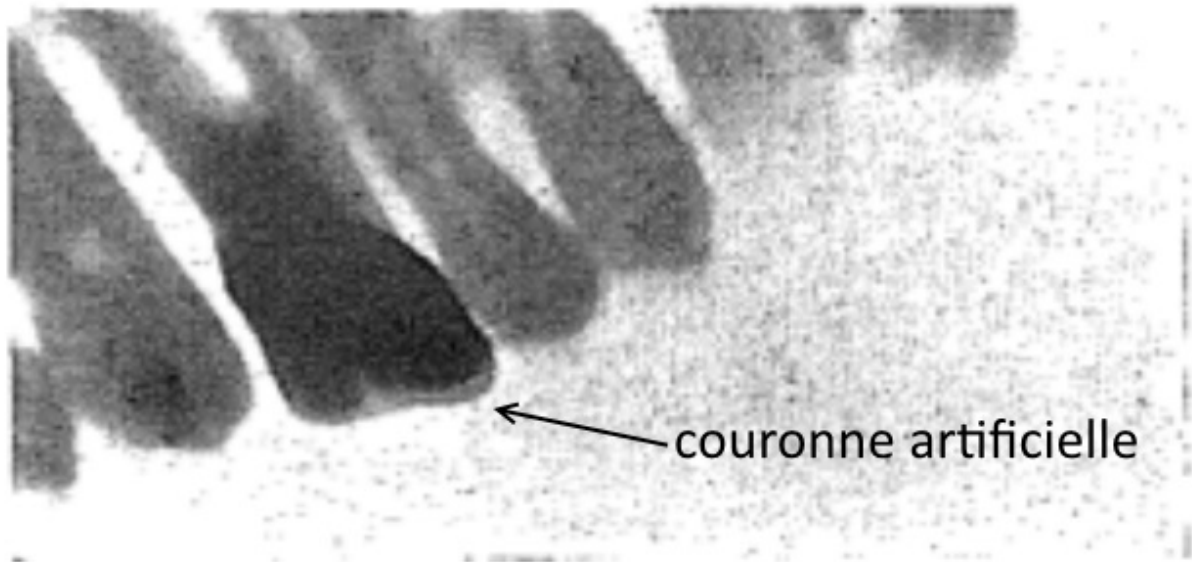


Figure 38 : Radiographie d'une couronne sur molaire prise par Morton en 1896 (Martinez, 2004)

Il deviendra un pionnier également dans le domaine de la radiothérapie, et soutiendra le fait que le meilleur traitement du cancer est de combiner à la fois les rayons X et la chirurgie ablative (Morton, 1905).

4.5. Charles Edmund Kells (1856-1927)

Le Dr C. Edmund Kells (figure 39), un dentiste de la Nouvelle-Orléans, bien connu pour sa contribution importante au développement des installations électriques au cabinet dentaire, est **considéré comme le « père de la radiologie dentaire »** aux États-Unis (Kells, 1899). Il fut très atteint par les effets néfastes des rayons X (voir chapitre 5.2).



Figure 39 : Cabinet du Dr Edmund Kells et ses assistantes (Nègre, 1965)

Il réalisa la première radiographie intra-orale aux États-Unis sur une personne vivante en 1896 (figure 40) mais les résultats étaient encore difficilement interprétables (Karjodkar, 2006).



Figure 40 : Radiographies dentaire du Dr Kells le 26 mai 1896 (Kells, 1899)

En juillet 1896, lors de la séance annuelle de la *Southern Dental Association* à Ashville, il présenta un tube radiogène à double focus (figure 41) permettant d'avoir une meilleure qualité du rayonnement et un temps d'exposition plus court (Van Woert, 1897).



Figure 41 : Tube radiogène double focus (Keller, 1992)

Dans un article publié en 1899 dans le *Dental Cosmos*, il mentionna l'importance de **maintenir le film et l'objet en angle droit par rapport à la source de rayons X**, en utilisant de préférence **un support de film**. Cependant, il ne pensa pas à se protéger suffisamment lors de ses recherches s'exposant ainsi à un niveau de radiation trop important. De nombreux articles furent rédigés sur le positionnement du film en bouche en fonction de la dent à radiographier. (Kells, 1899).

Le 26 mai 1901, il réalisa une radiographie dentaire d'une molaire chez un adulte (figure 42), le temps d'exposition était de 1 minute et la distance entre le tube et le patient de 12 pouces (30 cm).

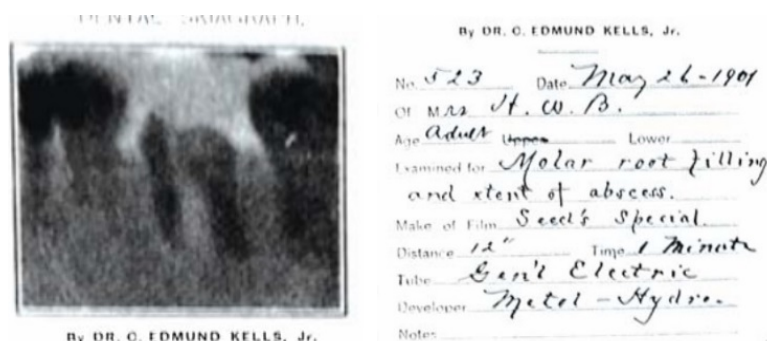


Figure 42 : Radiographie dentaire du Dr Kells enregistré en 1901 (Karjodkar, 2006)

Il utilisa ses propres films, qu'il préparait lui-même. Le film était placé dans une pochette protégée par une double épaisseur de papier noir et de caoutchouc, puis positionné contre l'arcade dentaire, parallèlement aux dents pour éviter les déformations.

Afin de maintenir correctement le film, il utilisa un **porte-film** de son invention (figure 43). En effet, il remarqua que les patients n'étaient pas capables de maintenir le film sans bouger pendant une période aussi longue rendant ainsi les images floues. Le porte-film était constitué d'une fine plaque d'aluminium et de gutta-percha ce qui permettait au patient de mordre en occlusion maintenant ainsi le film en place (Jacobsohn, 1995).

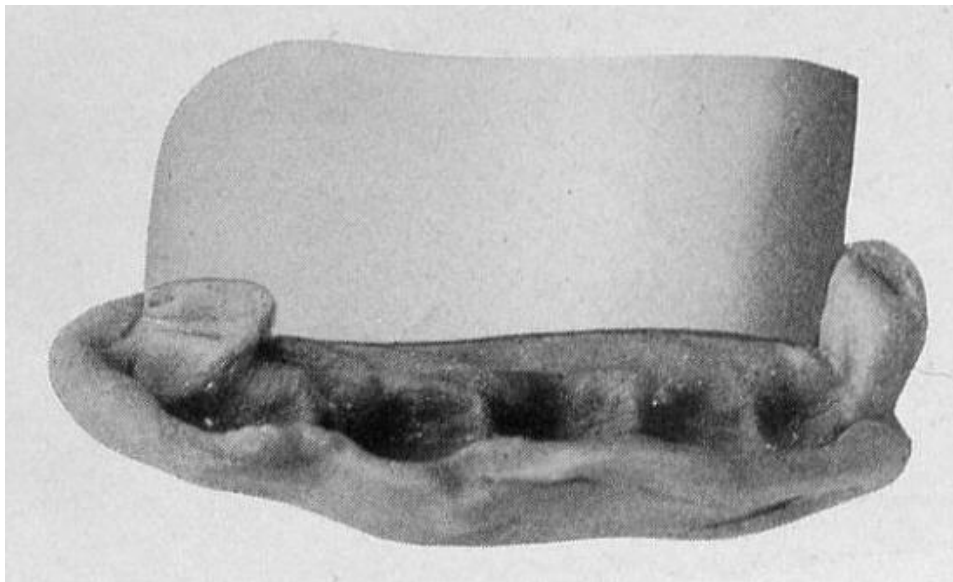


Figure 43 : Le porte film du Dr Edmund Kells (Rousseau, 2008)

Il fut le premier à souligner l'intérêt de la radiographie en tant qu'examen de routine (Brecher, 1969).

4.6. William Herbert Rollins (1852-1929)

Le Dr Rollins (figure 44 A) fut un pionnier en matière de radioprotection. Dès l'annonce de la découverte des rayons X, il réalisa un travail intensif de recherches qui le conduisit à publier entre 200 et 300 articles sur les techniques d'utilisation des rayons X et les appareillages utilisés en art dentaire. La plupart de ses travaux furent publiés dans les revues scientifiques *American Journal of Science* et *Archives of the Röntgen rays* (Rollins, 1903).

En juillet 1896, il publia une de ses inventions: un **fluoroscope intra-oral** (figure 44 B) pour observer en temps réel l'image radiographique des dents (Ghom, 2008). Ce dernier instrument a été détourné à partir du cryptoscope inventé par Salvioni le 8 février 1896. Le fluoroscope, ressemblant à un simple miroir dentaire, était un long tube en métal où l'on avait découpé un écran fluorescent en tungstate de calcium (plus lumineux que les écrans de platinocyanure de baryum) recouvert par un écran en verre transparent qui permettait de le protéger de la salive (Rollins, 1903).

Il fut également l'inventeur, dans la même année, des supports d'ampoules à rayons X à fixation murale dans les cabinets dentaires et du concept de **collimateur rectangulaire** réduisant ainsi l'exposition aux rayons X (Kavas, 2013).

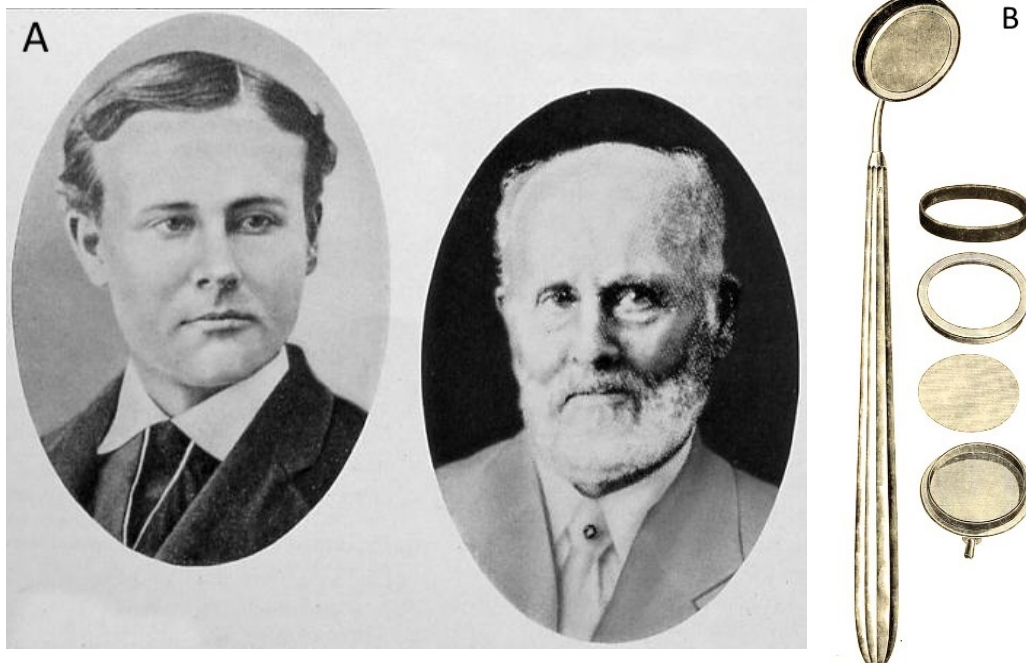


Figure 44 : William Herbert Rollins (Rousseau, 2008) et son fluoroscope dentaire (Rollins, 1903)

4.7. Dr Stephens

Le Dr Stephens, dentiste installé à Great Falls dans le Montana, décrit l'installation de son cabinet dans un article du *Office and Laboratory*. Il posséda ainsi le premier cabinet dentaire doté d'une installation radiographique aux États-Unis (Stephens, 1897).

La photographie de son cabinet dentaire (figure 45) montre un appareillage à rayons X encore rarissime en 1897. Cette installation comprenait un tube de Crookes qui reposait sur une potence et une bobine à induction. Il n'existait pas encore de voltmètre ni d'ampèremètre pour mesurer la tension et l'intensité du courant. Il n'y avait donc aucun contrôle sur la quantité de rayons X produit (Taylor, 1922).

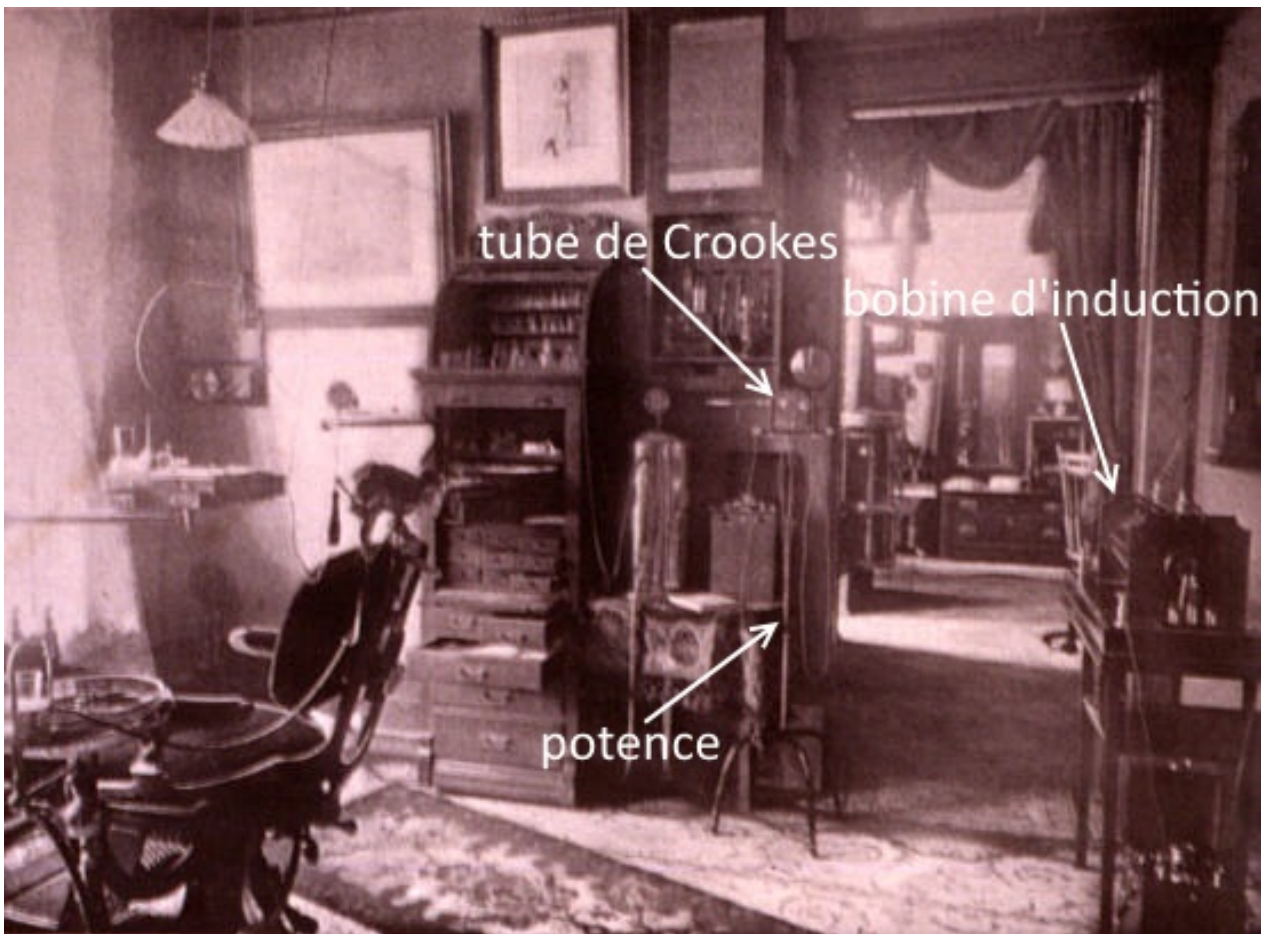
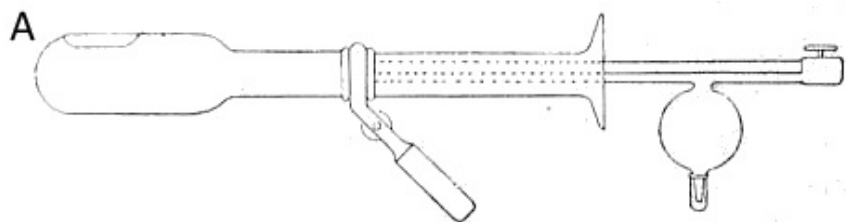


Figure 45 : Cabinet du Dr Stephens (d'après Stephens, 1897)

4.8. Dr Bouchacourt

Le Dr Bouchacourt, en 1899, radiographiait des mâchoires au moyen de petits tubes à rayons X. En effet, le 7 février 1899, il présenta à la société de Stomatologie son « **endodiascope** » (figure 46), la source de rayons X était alors intra-orale. Cependant, cette technique avait quelques inconvénients, l'ampoule (la source de rayons X) était très proche de l'objet à examiner et le film sensible aux rayons X était au contraire beaucoup plus éloigné. Ainsi dans ces conditions, l'image était alors très déformée et manquait de netteté. Le maintien dans la bouche était également très gênant pour le patient (Bourneville, 1898).



*Endodiascope du Dr Bouchacourt.
Montage électrique A. Rémond*

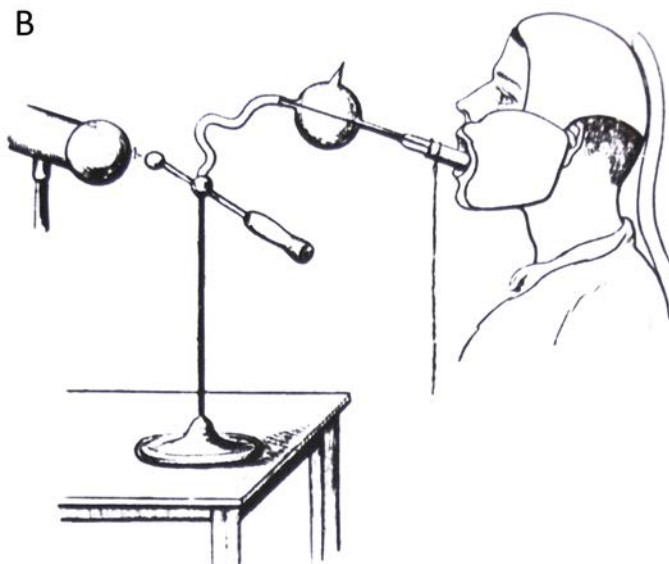


Figure 46 : Schéma de l'endodiascope du Dr Bouchacourt (A) et de son positionnement intra-oral (B) (d'après Bouchacourt, 1899)

4.9. Weston Andrew Price (1870-1948)

En 1901, W.A. Price (figure 47) devint un membre fondateur de la *Roentgen Ray Society* créée à New-York. Il proposa, en 1904, une technique de projection des rayons X basée sur la « règle de l'isométrie », appelée plus tard « **bissectrice de l'angle** ». Il déclara, la même année, que les effets des rayons X étaient cumulatifs, et que l'opérateur était 100 fois plus en danger que le patient quand il faisait une radiographie.

À noter que même si Price maintenait lui-même le film dans la bouche de ses patients, il portait des gants radio-opaques (Ambler, 1911).



Figure 47 : Dr W.A. Price (Wikipédia, 2014)

4.10. Howard Riley Raper (1887-1978)

En 1909, le Dr H.R. Raper (figure 48) fut le premier à prôner l'utilisation de la radiologie à l'École dentaire pour une utilisation quotidienne et il réussit à convaincre le doyen de l'importance des rayons X dans la profession médicale. Ainsi l'Université de l'Indiana était devenue la première école dentaire à installer des équipements à rayons X. C'était aussi le **premier enseignant dentaire à obtenir le titre de Professeur de radiologie** (Raoult, 1973).

En 1913, il publia *Elementary and Dental Radiography*, le premier manuel de radiologie orale où il expliquait comment réaliser et lire les radiographies, leur utilisation en dentisterie, les dangers des rayons X, et la radiographie stéréoscopique (Raper, 1916).

En 1925, en coopération avec la *Eastman Kodak Company*, il développa la **technique du bite-wing** pour la détection des caries inter-proximales (Kavas, 2013).

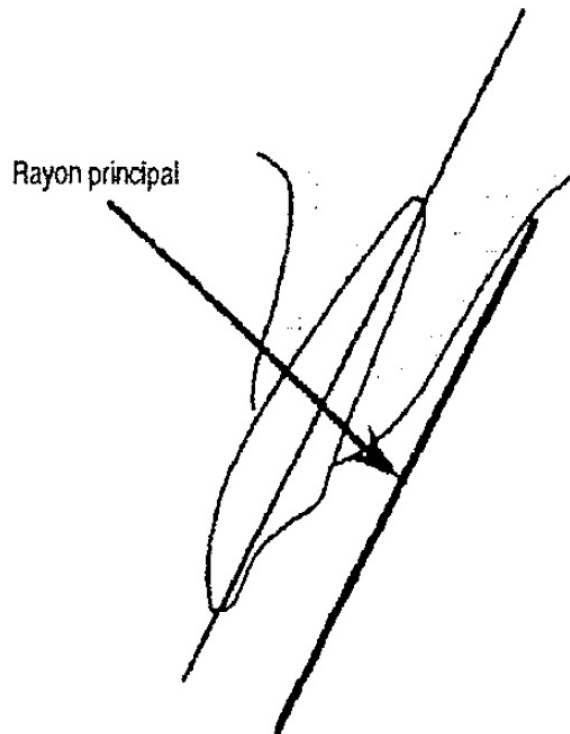


**Figure 48 : Howard Riley Raper
(AAOMR, 2014)**

4.11. Franklin Wilson McCormack

En 1911, il ouvrit, le premier laboratoire de radiologie dentaire à San Francisco. Il enveloppait ses films dentaires dans du papier noir et ajoutait une plaque de métal plat pour donner de la rigidité au film, puis réenveloppait le tout dans du papier ciré pour faciliter l'utilisation dans la bouche du patient. La plaque métallique de soutien prévenait également les patients des rayonnements rétrodiffusés.

En 1920, il exposa le concept de la **technique des plans parallèles** dans l'utilisation de radiographie dentaire intra-orale (Ghom, 2008). Le but de cette technique est d'obtenir un faisceau de rayons X perpendiculaire à l'axe de la dent et au film (figure 49).



**Figure 49 : Technique des plans parallèles
(Doyon, 1995)**

Il réalisa des radiographies à une distance de 36 pouces (= 1 mètre) en expliquant que cela permettait de réduire les risques de brûlure pour les patients. En effet, les rayons mous sont très dangereux mais sur une telle distance, ils sont absorbés par l'air avant d'atteindre la peau, alors que les rayons durs ont encore une pénétration suffisante, produisant ainsi des radiographies des dents et des os avec des détails fins. Il nomma sa technique « *McCormack Long Distance Technique* » (Pramod, 1999) et la présenta à l'Association Dentaire de l'État du Missouri le 12 avril 1920 (Kavas, 2013).

4.12. William Coolidge (1873-1975)

William David Coolidge (figure 50), physicien américain et chercheur pour la société *General Electric*, fut un des plus grands pionniers de la radiologie dentaire en mettant au point, en 1913, une nouvelle catégorie de tube à rayons X : le **tube de Coolidge**. Il utilisa le tungstène comme filament au niveau de la cathode des tubes radiogènes. Les appareils modernes que nous possédons dans nos cabinets utilisent encore son principe (Pallardy, 1989).



Figure 50 : William David Coolidge (Sella, 2013)

Les dates importantes en radiologie dentaire (tableau III).

Date	Événement	Auteur
14 janvier 1896	1 ^{ère} radiographie dentaire (Allemagne)	Walkhoff
Juillet 1896	Fluoroscope	Rollins
1898	Prise de conscience du danger des rayons X	Rollins
1898	Endodiascope	Bouchacourt
1901	Développement de porte-films	Kells
1904	Technique de la bissectrice	Price
1909	1 ^{er} cours de radiologie dentaire	Raper
1911	1 ^{er} laboratoire de radiologie dentaire	McCormack
1913	1 ^{er} film manufacturé	Eastman Kodak Company
1913	Tube de Coolidge	Coolidge
1920	Technique des plans parallèles	McCormack
1925	Technique Bite-wing	Raper + Kodak

Tableau III : Histoire de la radiologie dentaire

5. Le revers de la médaille

5.1. Les croyances populaires

Peu de temps après la découverte, des conférenciers non spécialisés réalisèrent des démonstrations de rayons X devant le grand public en utilisant un simple tube de Crookes. Dès lors, les « faiseurs de rayons X » se multipliaient dans les lieux publics.

Au théâtre, des « magiciens » réalisaient des spectacles (figure 51) rendant les verres, les porcelaines et les bijoux fluorescents, au grand étonnement des invités. Bientôt tous les théâtres, les musées, certains magasins et lieux forains proposaient ce genre de services.

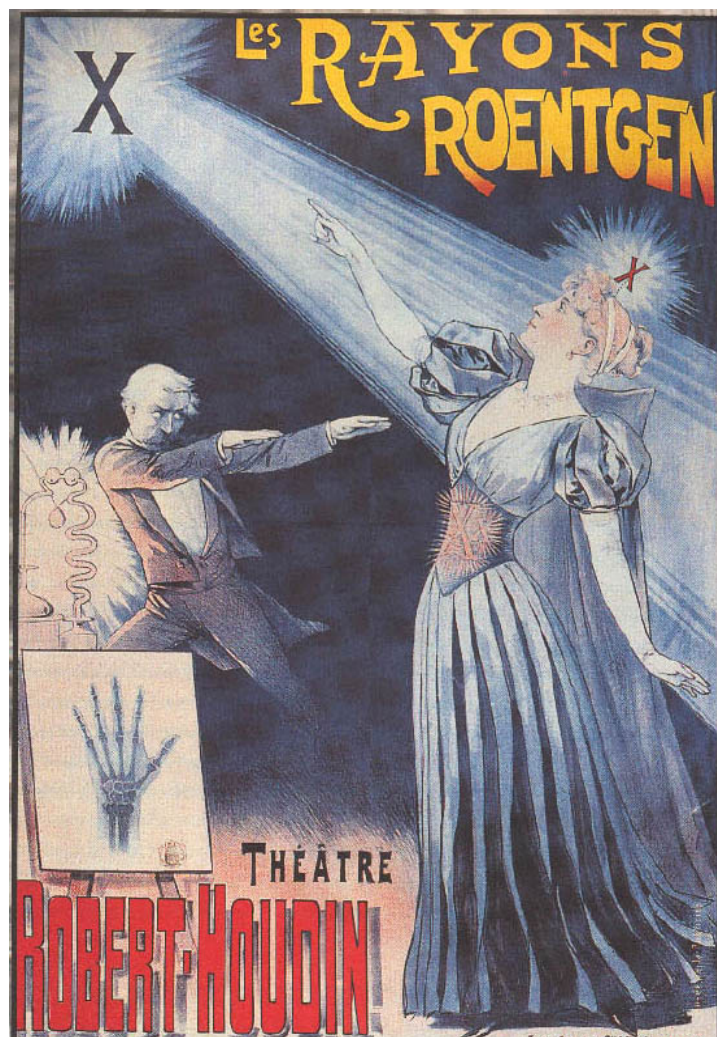


Figure 51 : Affiche de spectacle du théâtre Robert-Houdin (Info Nucléaire, 1998)

Jusqu'en 1899, le musée Grévin et les Grands Magasins Dufayel (figure 52) proposaient tous les jours des démonstrations de radioscopie dans le but d'attirer la clientèle et de vendre certains articles (Info Nucléaire, 1998).



Figure 52 : Grands Magasins Dufayel (Info Nucléaire, 1998)

Parmi les autres spectacles, des médiums exploitaient eux aussi les rayons X. Ainsi des « séances de néo-occultisme » (figure 53) se développaient durant lesquelles les médiums utilisaient des gants ou des squelettes enduits de substances fluorescentes.



Figure 53 : Accessoires pour séance de néo-occultisme (Info Nucléaire, 1998)

Certains commerçants, surtout dans les années 1900, commencèrent à se spécialiser dans la vente d'accessoires destinés à ce genre de prestations.

Vers les années 1925, dans les magasins de chaussures, on étudiait même l'adaptation des chaussures aux pieds des clients à l'aide d'un podoscope à rayons X.

La firme *Adrian*, aux États-Unis, avait construit un **podoscope à rayons X**, nommé *Shoe-Fitting fluoroscope* (figure 54). D'autres appareils du même type furent construits en Europe par plusieurs sociétés (Lewis, 1950).



Figure 54 : Publicité pour podoscope (A) et appareil en cours d'utilisation (B) (Lewis et coll, 1950)

En dépit des doses de radiation relativement élevées, il n'y eut pas de rapport officiel de séquelles éventuellement causées sur les clients. Mais on peut se douter que l'irradiation de cette population était forcément significative.

L'accident le plus sérieux rapporté fut celui provoqué chez un opérateur qui testait les machines et qui reçut une dose d'irradiation si élevée qu'il dut être amputé de la jambe.

Durant les années 1896, les professions non scientifiques, comme les policiers, s'intéressèrent également à l'application des rayons X.

Certains entrevirent ainsi une nouvelle façon d'endiguer le vol dans les commerces. L'illustration ci-dessous (figure 55) présente le cas d'une fraudeuse dénoncée par les rayons X qui, sans que les vendeuses aient eu besoin de la fouiller, se fit appréhender grâce à la radioscopie de ses membres inférieurs (révélant une bouteille que la dame cachait sous sa robe).

À partir des années 1900, ces méthodes furent progressivement abandonnées.

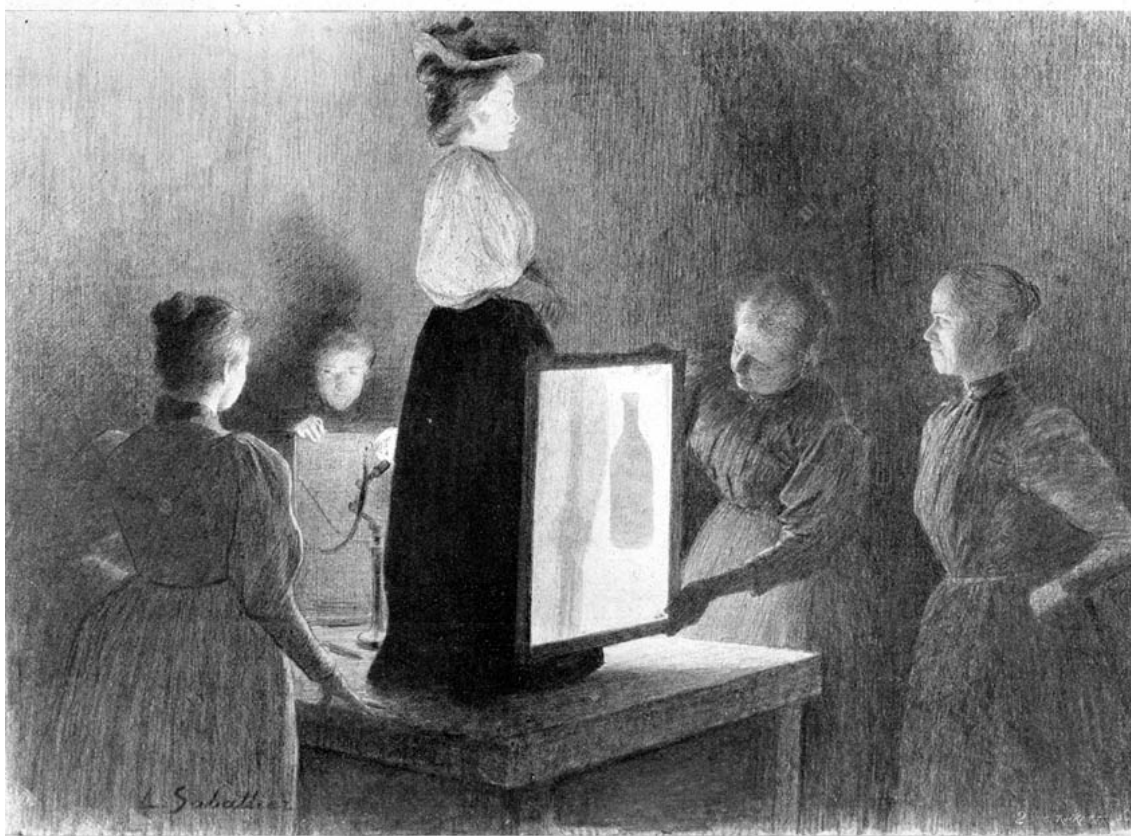


Figure 55 : Fraudeuse dénoncée par les rayons X (Info Nucléaire, 1998)

En juillet 1897, la douane utilisa les rayons X pour permettre un contrôle plus rapide des colis et bagages (figure 56). Le vérificateur de douane pouvait ainsi examiner à l'aide d'une lorgnette humaine, le contenu des valises sans avoir besoin de les ouvrir. Cependant, ils n'avaient pas encore conscience des dangers et s'exposaient inutilement aux rayonnements.

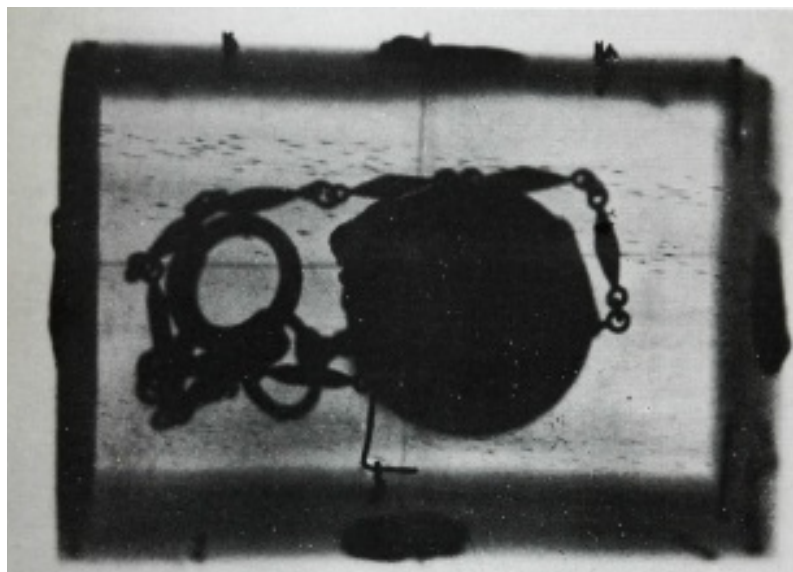
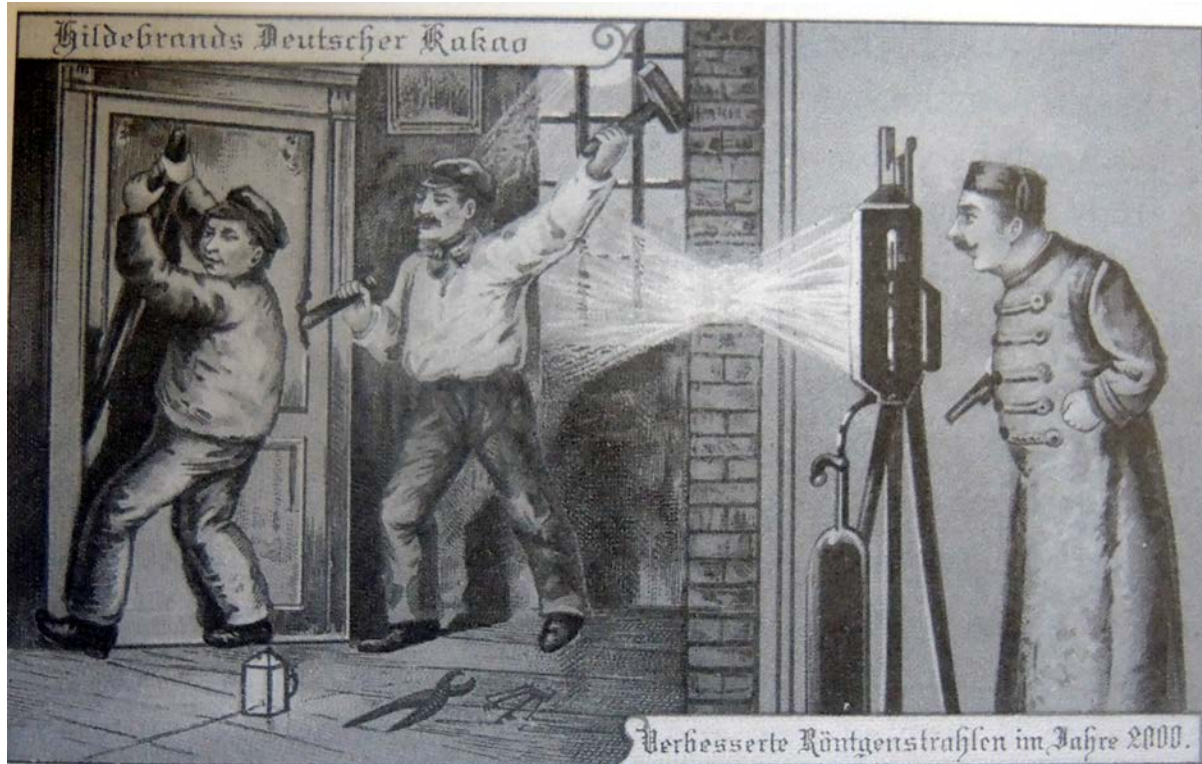


Figure 56 : Contrôle de bagages (Info Nucléaire, 1998)

À cette époque on imaginait que la police du siècle suivant aurait pu, voir à travers les murs, des voleurs en flagrant délit avec un appareil à rayons X (figure 57) (Thomas et coll, 2013).



**Figure 57 : La police utilisant les rayons X pour voir les criminels
(Thomas et coll, 2013)**

5.2. Les martyrs de la radiologie

Peu de temps après la découverte des rayons X, des complications furent constatées. La plupart des utilisateurs n'avaient absolument pas conscience du danger de ce rayonnement et ne prenaient aucune précaution particulière.

La majorité des pionniers ne portait aucune protection et se trouvait beaucoup trop proche du tube radiogène lorsque ce dernier était en fonctionnement. Ainsi, des cas de radiodermite, surtout au niveau des mains furent rapportés. Ces radiodermes furent rapidement suivies de cancer (carcinome épidermoïde). Plusieurs de ces pionniers moururent de leur maladie et souvent dans des conditions atroces, après de nombreuses amputations (figure 58).



Figure 58 : Mains d'un praticien après avoir subi 30 opérations (Rousseau, 2008)

À la fin de 1896, 23 cas de blessures graves, la plupart du temps des radiologistes, des démonstrateurs publics ou des fabricants de tubes à rayons X, furent notifiées dans des publications scientifiques. En mars 1897, deux ans seulement après la découverte de Röntgen, il y avait déjà 69 cas officiels liés aux rayons X (Guillaume, 1896).

En mai 1897, deux expérimentateurs qui utilisaient les rayons X depuis un an signalèrent l'effet produit sur leurs mains (figure 59): l'épiderme s'épaississait, les poils et les ongles tombaient. La radiolésion des ongles fut également appelée « **main de Röntgen** » (Guillaume, 1896).



**Figure 59 : Cancer des rayons X
(Rousseau, 2008)**

De nombreux autres pionniers connaîtront des mêmes pathologies. Ainsi, Charles Lester Leonard, président de l'*American Roentgen Society*, fut également atteint de lésions graves. On dut lui amputer successivement les doigts, puis la main et enfin le bras. Il finira par mourir en 1913 suite à des métastases aux poumons (Nahum, 2014).

Il était également tout à fait possible de radiographier un enfant nouveau-né (figure 60), de quoi nous faire peur surtout quand on sait que l'exposition a duré plus d'une heure. Par la suite, on observera même les enfants à naître au sein même de leur mère.

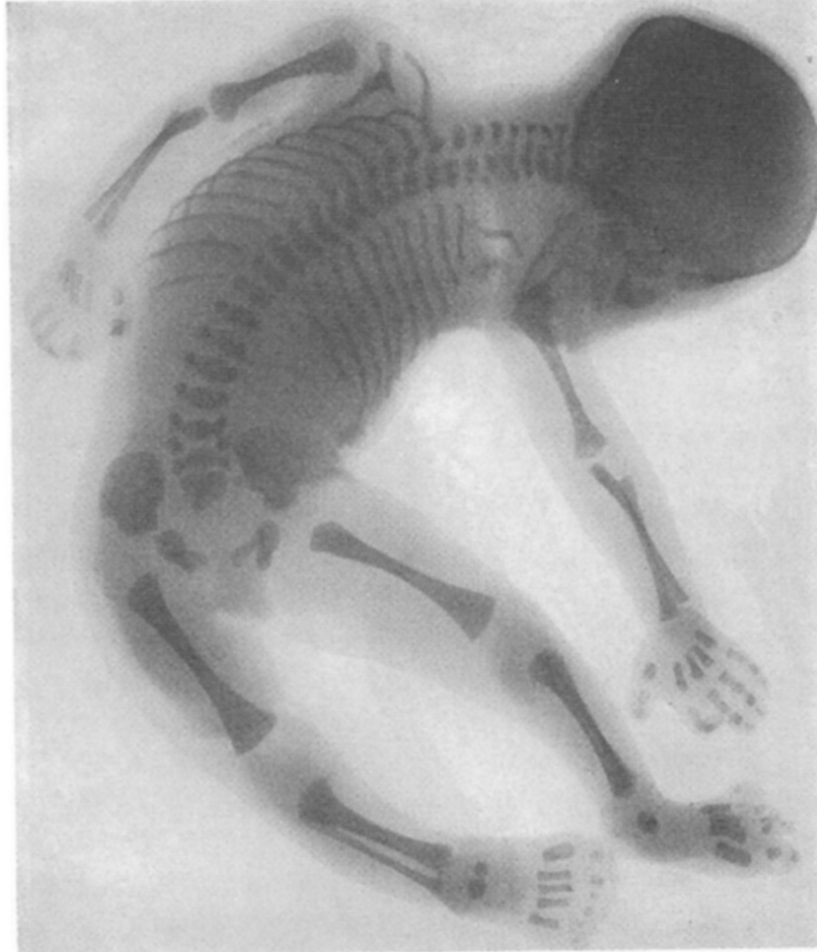


Figure 60 : Nouveau-né radiographié par Charles Thurstan Holland en 1896 (Thomas et coll, 2013)

En 1908, Raper constatait les premiers cas de stérilité chez des dentistes. Il déconseillait l'usage de la fluoroscopie, car avec cette technique l'opérateur était obligé de rester à proximité du tube afin de visualiser les images radioscopiques (Raper, 1912).

Notons le cas du Dr Kells qui ne prit réellement conscience de ce danger qu'en 1912, et subit donc pendant des dizaines d'années l'effet de ces rayonnements. Il pensait faire partie d'une seconde catégorie de praticiens qui seraient, d'après lui, immunisés contre l'action néfaste des rayons X (Ketcham, 1911).

Son jugement fut malheureusement erroné, car après tant d'années de pratique hasardeuse, il sera à son tour atteint de lésions malignes des doigts. Après avoir été amputé de trois doigts, suivis de la main et du bras, il mettra fin à ses jours le 7 mai 1928 du fait de ses douleurs incessantes (Kells, 1912).

Charles Infroit, chef de service de radiologie à la Salpêtrière décéda à l'âge de 46 ans suite à 22 opérations qu'il subit au cours des 22 années précédentes. La nouvelle fut annoncée dans Le Petit Journal le 12 décembre 1920 (figure 61).



Figure 61 : Une victime de plus dans les martyrs de la radiologie : Les séquelles des rayons X sont visibles sur ses mains qui ont dû subir de lourdes amputations (Alain, 2014)

Pour honorer la mémoire des martyrs, victimes de la découverte des rayons X, un monument fut construit à l'hôpital Saint George à Hambourg en 1936 (figure 62). Il porte l'inscription suivante:

« Aux Röntgenologistes et radiologistes de tous les pays qui ont donné leur vie dans la lutte contre les maux de l'humanité ».

Depuis son inauguration, la liste totalise 360 noms, l'autel est malheureusement bien trop petit pour accueillir la totalité des victimes des rayons X.



Figure 62 : Monument érigé à Hambourg à l'hôpital St. George (Info Nucléaire, 1998)

5.3. Prise de conscience et radioprotection

En 1898, **William Rollins** fut probablement la première personne à jouer un rôle primordial dans le domaine de la **radioprotection**. Il fut le premier à proposer une dose limite d'exposition aux rayons X : sa norme consistait à exposer une plaque photographique, si la plaque n'était pas voilée au bout de 7 minutes, la dose délivrée était considérée comme acceptable.

En février 1901, il écrivit un article alarmant intitulé *X-light Can Kill* dans le *Boston Medical and Surgical Journal* dans lequel il expliquait les dangers de l'utilisation imprudente des rayons X. En effet, des expérimentations réalisées sur des porcs en gestation irradiés par les rayons X, aboutissaient à la mort de fœtus et également à la mort de l'animal au bout de 10 jours. Il fut ainsi le premier à expliquer que les rayons X étaient dangereux pour les femmes enceintes et le fœtus.

Cependant, ses publications furent fortement contestées par une partie du monde scientifique et des médias. En effet, certains répliquaient (à tort) qu'utilisés dans des mains expertes, les rayons X ne comportaient pas de danger pour le patient et très peu pour l'utilisateur (Porter, 1960).

Dès 1901, le Dr Rollins avait déjà établi certaines règles de radioprotection comme le fait de porter des lunettes radio-opaques avec verres plombés (figure 63), de placer le tube à rayons X dans une enceinte en plomb, d'irradier seulement les zones utiles et de protéger les zones adjacentes avec des matériaux radio-opaques (Wynbrandt, 1998).



**Figure 63 : Lunettes plombées
(photographie personnelle)**

Le Dr Rollins mourra à l'âge de 77 ans, ce qui peut laisser supposer qu'il a lui-même bénéficié des principes de précautions qu'il a vulgarisés (Forrai, 2007).

Ce n'est qu'à partir de 1904 que l'attitude des praticiens commença à changer. C'est ainsi que Price prouva que les doses de rayons X sont cumulatives dans l'apparition des cancers. Il préconisa l'usage de gants étanches aux rayons X (Price, 1904).

On pouvait également trouver dans le commerce la vente de protections comme le scaphandre (figure 64 A), la tenue de plomb (figure 64 B) ou le masque plombé (figure 64C) mais elles n'étaient cependant pas pratiques pour les examens donc très peu utilisées.

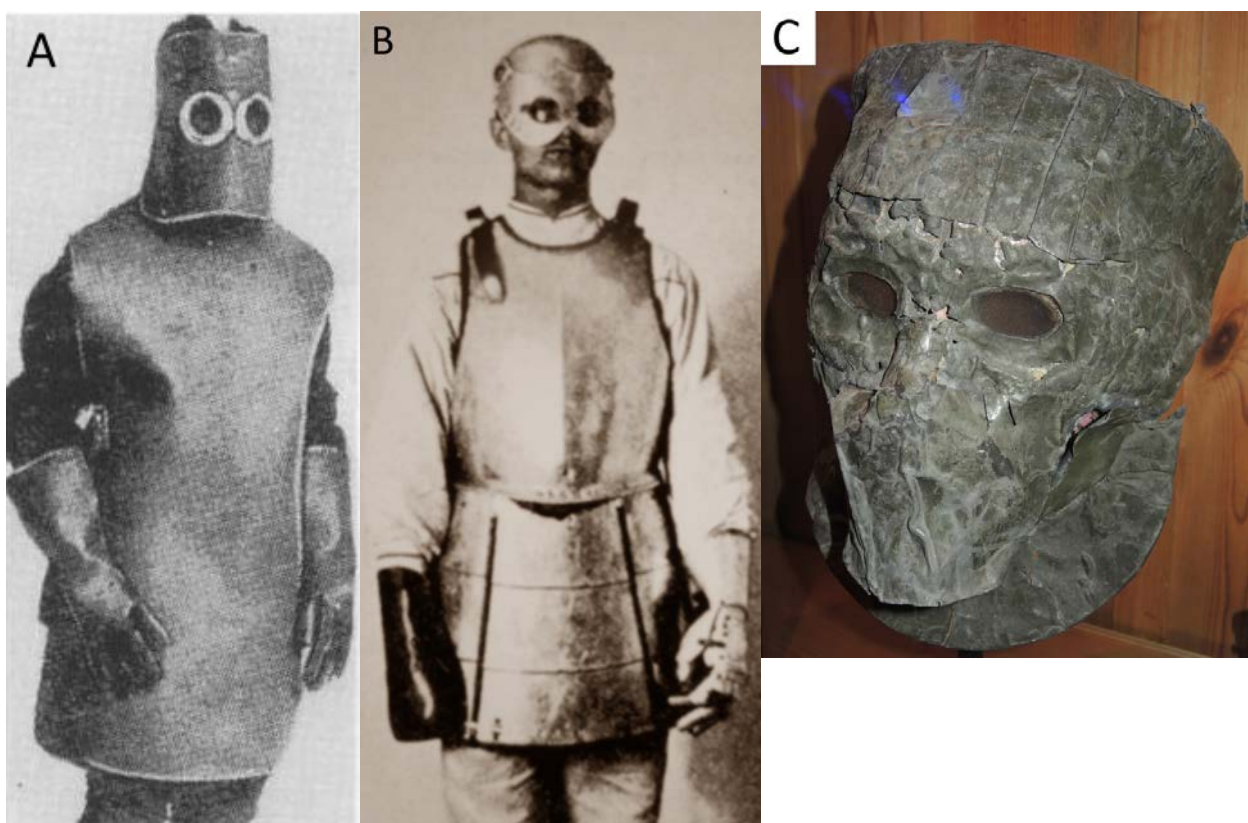


Figure 64 : Exemple de tenue de protection : scaphandre de protection en 1915 (A) (Pallardy, 1989), une tenue de plomb (B) et un masque intégral plombé (C) (photographie personnelle)

Historiquement, le concept de radioprotection s'était d'abord fondé sur la notion de seuil (dose de tolérance), seuil en dessous duquel les rayons X étaient considérés comme sans danger. L'unité röntgen (symbole R) fut la première unité de mesure pour quantifier l'exposition aux rayons X. En 1915, on proposait de fixer la dose de tolérance au centième de la dose érythémateuse par an (environ 80 röntgens). La dose érythémateuse était la dose de rayons X nécessaire pour provoquer un érythème radio-induit. Cette limite correspondait à environ 700 mSv (millisievert) par an, bien au-delà des limites modernes.

En 1925, la commission des unités et des mesures radiologiques fut créée. Elle fixait la première limite annuelle professionnelle à 55 röntgens par an, soit environ 480 mSv par an. En 1928, lors du deuxième congrès international de radiologie de Stockholm, le comité international de protection contre les rayons X et le radium (ICXRP) fut formé (Info Nucléaire, 1998).

En 1936, la limite des expositions professionnelles fut réduite à 30 röntgens par an, (soit environ 260 mSv par an).

Avec la seconde guerre mondiale, où des bombes atomiques ont été utilisées, on comprit mieux les conséquences des rayons X. Ainsi, en 1950, fut créée la Commission internationale de protection radiologique (CIPR) destinée à remplacer l'ICXRP. Elle réduisait la limite des expositions professionnelles à 15 röntgens par an (soit environ 130 mSv par an).

En 1954, la notion de dose de tolérance fut abandonnée : « puisqu'il semble bien établi qu'il n'y a pas de seuil de dose pour la production de mutations génétiques par les radiations, il s'ensuit qu'il ne peut pas exister de dose de tolérance quand on prend en compte tous les effets possibles des radiations sur l'individu et sur les générations futures » (Federal Radiation Council, 1960).

Les premières études sur les survivants d'Hiroshima et de Nagasaki avaient accentué les craintes des effets cancérigènes et mutagènes à long terme. En 1958, la CIPR recommandait une limite de dose de 50 mSv par an (Clarke, 2009).

En 1977, le système de protection évolua vers le principe ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*, c'est-à-dire aussi bas que raisonnablement possible). La CIPR fixa la limite de dose individuelle à 5 mSv par an pour le public et à 50 mSv par an pour les professionnels.

Depuis 1990, la CIPR recommande de limiter les doses individuelles du public à 1 mSv par an et celles des travailleurs à 100 mSv sur 5 ans, sans dépasser 50 mSv par an (ICPR, 1990).

Le tableau suivant (tableau IV) récapitule l'évolution de la limitation de dose.

Date	Limite
1915	700 mSv/an
1925	480 mSv/an
1936	260 mSv/an
1950	130 mSv/an
1958	50 mSv/an
1977	5 mSv/an (public), 50 mSv/an (professionnels)
1990	1 mSv/an (public), 100 mSv sur 5 ans sans dépasser 50mSv/an (professionnels)

Tableau IV : Évolution des limites d'expositions au cours des années

En résumé:

William Rollins fut un pionnier dans le domaine de la radioprotection. Dès 1901, il comprit que les rayons X étaient néfastes chez le fœtus et la femme enceinte, mais aussi pour le patient et l'opérateur.

De nombreux pionniers ne comprirent pas assez rapidement la corrélation entre les rayons X et leurs effets. Certains ne portaient absolument aucune protection lors d'expositions qui pouvaient durer plusieurs minutes.

Une irradiation trop prolongée entraînait des séquelles irréversibles telle des brûlures radio-induites (dose > 3 Gy), des radiodermites (dose > 5 Gy), voire même des nécroses (dose > 25 Gy) (Info Nucléaire, 1998). Certains ont dû subir des amputations, d'autres (Kells) ont dû payer de leur vie la découverte des rayons X, très souvent par des cancers radio-induits, faute d'une protection adéquate.

À Hambourg, un monument fut érigé en 1936 en mémoire des martyrs victimes de la découverte des rayons X qui porte l'inscription suivante : « Aux Röntgenologues et radiologues de tous les pays qui ont donné leur vie dans la lutte contre les maux de l'humanité. »

Les dérives dans le passé auront servi de leçon ; la pratique du radiodiagnostic dentaire est maintenant encadrée par des normes bien établies qui entraînent une irradiation minimale, sans danger pour le patient ni pour le chirurgien-dentiste.

Partie 3

Les premiers appareillages radiologiques

Aux débuts de la radiologie, les appareils à rayons X étaient volumineux, peu pratiques et pouvaient difficilement être installés dans les cabinets dentaires. De plus, ces appareils relevaient un peu du « bricolage », car le dentiste devait se procurer l'appareil sous forme de pièces détachées.

L'écran fluorescent, les plaques photographiques, l'ampoule à rayons X, le support d'ampoule et le générateur à haute tension ainsi que d'autres éléments électriques étaient commercialisés par différents types de fabricants. Le dentiste devait réaliser ensuite l'installation par ses propres moyens.

À partir des années 1915, certaines sociétés facilitèrent cette tâche en produisant leurs appareils manufacturés.

Nous allons ainsi décrire les différents éléments que chaque praticien devait avoir à sa disposition afin de construire son appareil correctement.

1. Les récepteurs

À cette époque, il existait deux types de récepteurs :

- les écrans fluorescents, utilisés en radioscopie : les images formées étaient alors instantanément visualisées ;
- les plaques photographiques utilisées en radiologie: les rayons X venaient impressionner la plaque qui était ensuite révélée puis fixée.

1.1. Les écrans fluorescents

Ces écrans fluorescents (figure 65) étaient utilisés pour la radioscopie qui permettait de visualiser instantanément une image radiologique.

Les premiers écrans étaient composés de papier enduit de **platinocyanure de baryum** ou de tungstate de calcium. En interagissant avec ces substances, la création d'ions par les rayons X amorçait une réaction chimique qui provoquait une émission lumineuse par fluorescence (Foveau de Courmelle, 1897).

Ces écrans furent utilisés depuis la seconde moitié du XIX^e siècle par les physiciens et permirent de visualiser l'image, formée en temps réel, d'un objet situé jusqu'à une distance de 5 mètres de la source de rayons X. **Röntgen découvrit les rayons X grâce à ce type d'écran fluorescent.**



Figure 65 : Écran fluorescent (photographie personnelle)

Parmi les systèmes utilisant des écrans fluorescents, on distinguait la lorgnette (figure 66) également appelée bonnette, fluoroscope, ou cryptoscope selon les auteurs. Elle consistait en une chambre noire qui portait à l'une de ses extrémités un encadrement destiné à mettre les yeux de l'observateur à l'abri de la lumière extérieure et, à l'autre extrémité, un écran fluorescent (Londe, 1898).



Figure 66 : La lorgnette (SFHAD, 2008)

Le **fluoroscope** le plus simple et le plus efficace en dentisterie fut conçu par le Dr Tousey (figure 67). Celui-ci se composait d'un disque de carton recouvert de platinocyanure de baryum ou de tungstate de calcium, placé entre deux disques de verre transparent, le tout maintenu par un anneau en métal. Une poignée était fixée pour maintenir l'appareil en bouche.

Les écrans fluorescents devinrent vite obsolètes du fait du manque de netteté de l'image. La plaque photographique lui fut rapidement préférée.

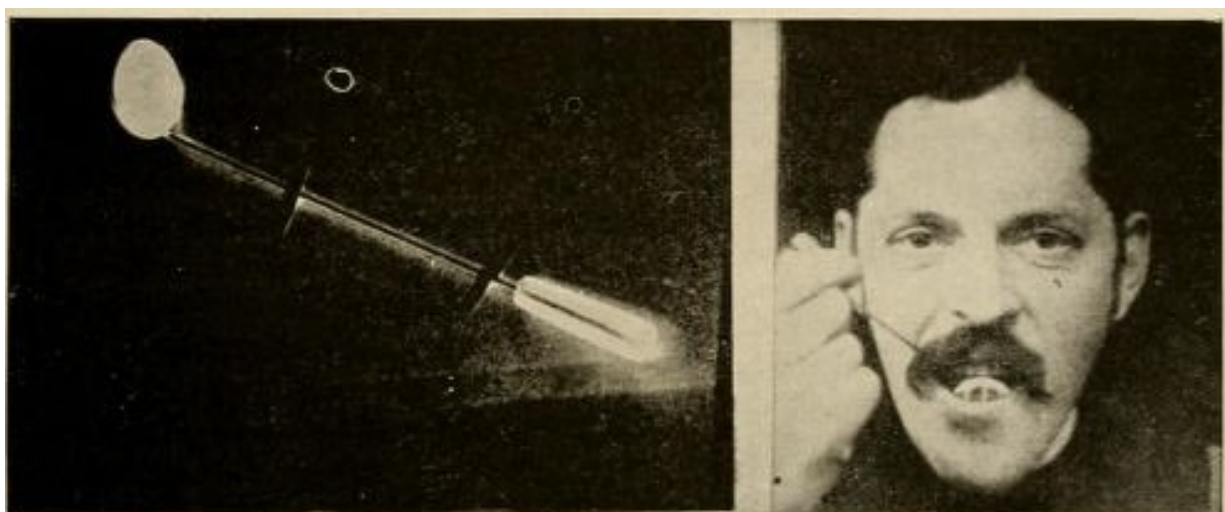


Figure 67 : Fluoroscope à gauche et en utilisation à droite (Tousey) (Raper, 1918)

1.2. La plaque photographique

Les plaques étaient formées d'une plaque de verre sur laquelle on répandait une **couche de gélatine contenant un précipité de bromure d'argent**.

Lorsque cette plaque était sèche, elle était capable de recevoir les impressions lumineuses. Ces opérations se faisaient évidemment à l'abri de la lumière. Cette plaque était enfermée dans un châssis qui était opaque à la lumière mais pas aux rayons X, par exemple le bois ou le carton.

Cette plaque sensible était ensuite impressionnée par les rayons X. En effet, les rayons X ont la capacité de libérer les atomes d'argent (voir Partie I Chapitre 4) qui se regroupent sous forme de « grains », créant ainsi une image latente. Cette image latente était ensuite dévoilée à l'aide d'un révélateur (habituellement de l'hydroquinone) qui noircissait les grains d'argent libérés (figure 68) rendant ainsi l'image visible.

Enfin, on utilisait un fixateur pour stopper l'action de l'hydroquinone et dissoudre le bromure d'argent non impressionné afin d'assurer la stabilité de l'image lorsqu'elle était exposée à la lumière (Eastman Kodak Company, 1947).

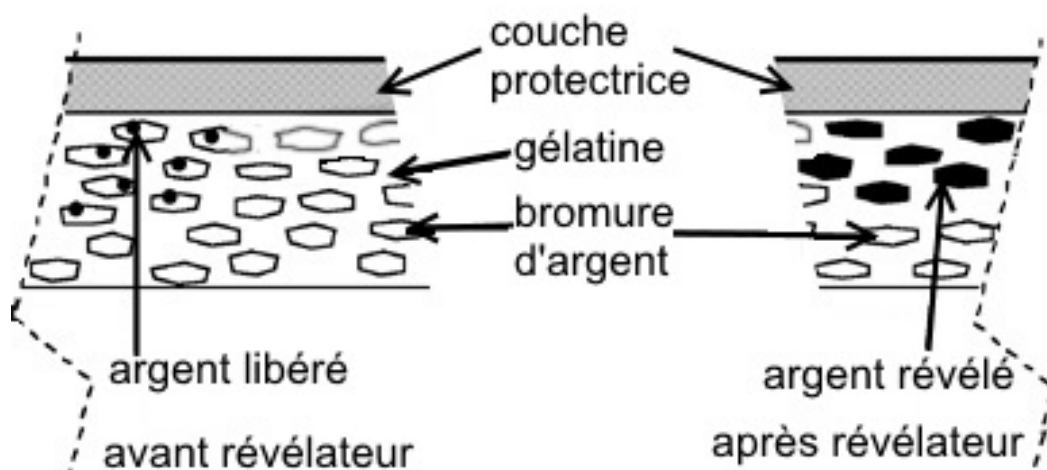


Figure 68 : Schéma d'une plaque photographique exposée aux rayons X avant et après révélation (d'après Boussat, 2015)

2. Le tube radiogène à gaz

Le modèle le plus connu était le **tube de Crookes** (partie 2, chapitre 1.4), il s'agissait de l'évolution du tube de Geissler (partie 2, chapitre 1.2). Le tube de Crookes était un tube en verre, contenant un vide plus ou moins marqué, à cathode froide, c'est-à-dire qu'il n'y avait pas de filament chauffant (figure 69).

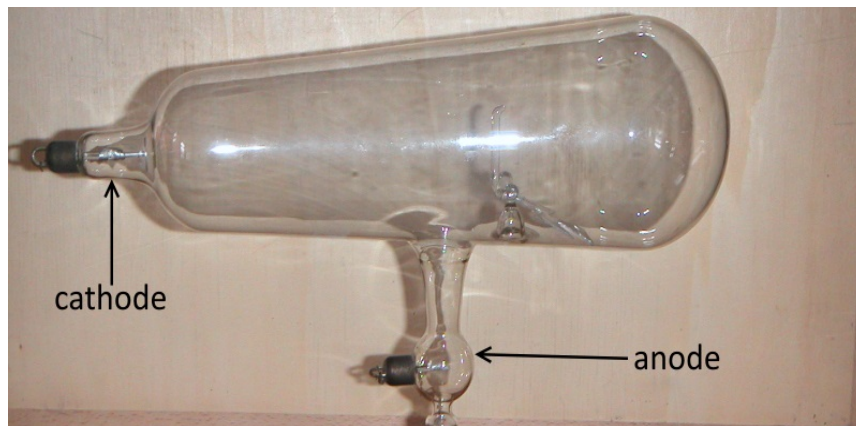


Figure 69 : Photographie d'un tube de Crookes (photographie personnelle)

Les rayons cathodiques se dirigeaient en ligne droite perpendiculairement au plan de la surface de la cathode et heurtaient la paroi opposée du tube en verre (figure 70). Cependant, l'échauffement du verre, absorbant le gaz, rendait difficile le maintien d'une pression constante. Les rayons X devenaient ainsi de plus en plus durs et étaient produits en quantité de plus en plus faible au fur et à mesure que la pression interne diminuait.

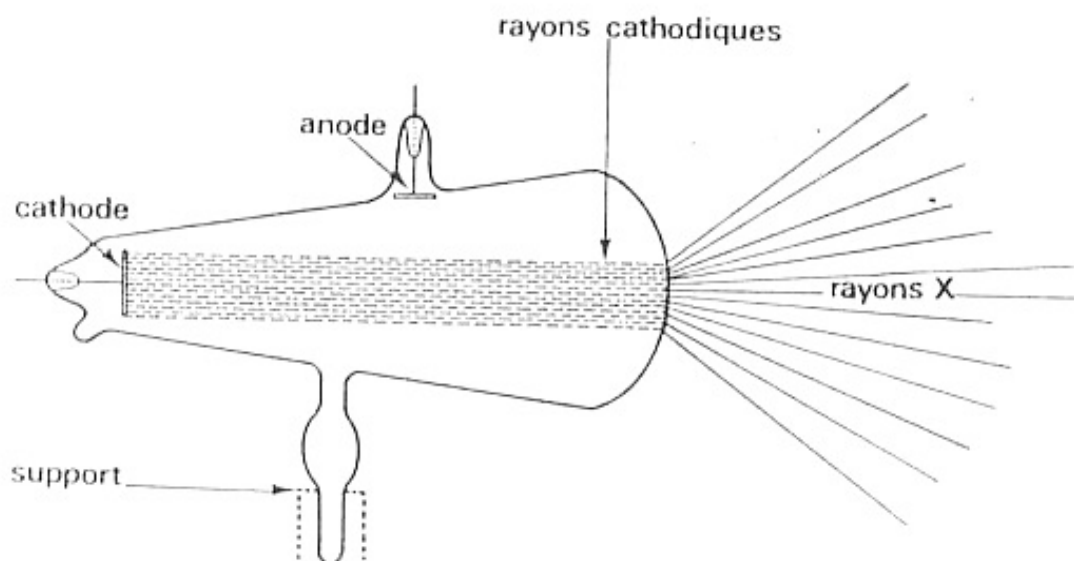


Figure 70 : Le tube de Crookes, les rayons cathodiques et les rayons X (d'après Dauvillier, 1924)

Ensuite, le tube de Crookes évolua en un **tube à focus** ou **tube Röntgen** (figure 71) en devenant bi-anodique. Il se composait également d'une cathode (en aluminium, tungstène ou platine) émettrice d'électrons. Les rayons cathodiques ne venaient plus frapper le verre mais une cible métallique, appelée anode ou anticathode, inclinée à 45° sur l'axe qui le portait et qui servait à réfléchir les rayons cathodiques émis de la cathode. Les électrons venaient heurter l'anode d'où émergeaient les rayons X.

Une seconde anode, appelée anode accessoire, permettait dans une certaine mesure de mieux maintenir la pression interne du tube et ainsi de compenser le durcissement du tube. Les deux anodes étaient réunies par une connexion extérieure.

Ce dispositif assurait ainsi une production de rayons X un peu plus pénétrants et donc une amélioration sensible de la définition des clichés.

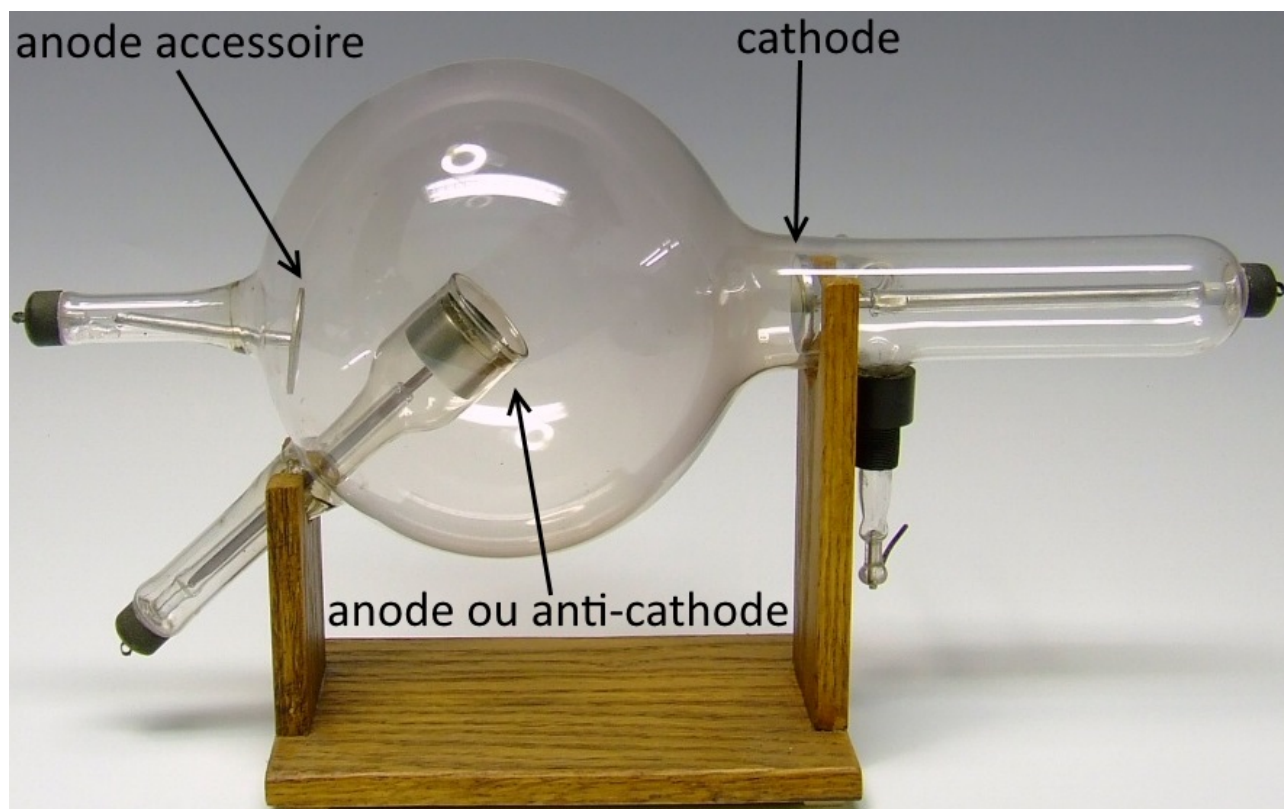


Figure 71 : Tube à gaz conventionnel (modèle bi-anodique) (Keller, 1992)

Il fallait cependant faire attention, car si l'intensité devenait trop forte ou la durée d'exposition trop longue, la paroi de verre devenait immédiatement brûlante et risquait de fondre (Nègre, 1965).

Ainsi de nombreux systèmes de refroidissement furent rapidement créés.

3. Le système de refroidissement

La chaleur dégagée par les rayons cathodiques était telle qu'il suffisait de quelques secondes pour porter au rouge vif une anticathode de platine ou de tungstène.

L'idée du système de refroidissement semble revenir à Arsonval qui signala, en mars 1896, que pour ses expériences utilisant un tube sans anticathode, il baignait dans l'eau la partie de la paroi bombardée par les électrons (Vitoux, 1896).

Deux procédés de refroidissement furent adoptés : par air ou par eau.

3.1. Refroidissement par air

En 1898, Gundelach développa un tube dont la masse de l'anticathode se prolongeait hors du tube par un manchon de platine ou de cuivre (métal conduisant facilement la chaleur) et se terminait par un **radiateur à ailettes** (figure 72 et 73).

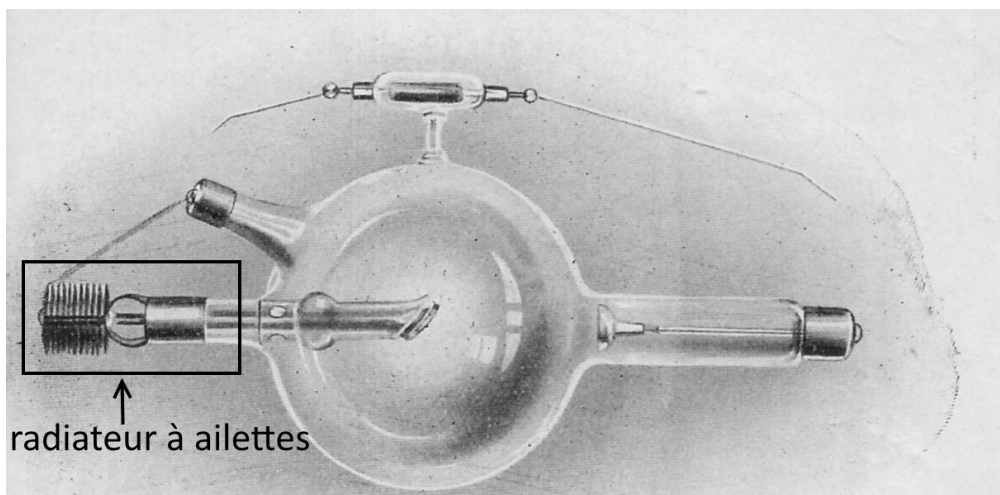


Figure 72 : Ampoule Gundelach à ailettes (d'après Grigg, 1965)



Figure 73 : photographie d'un radiateur à ailettes (photographie personnelle)

Bauer imagina, en 1899, un refroidissement à air ingénieux (figure 74): l'anticathode était constituée par une lame de platine en communication avec l'extérieur du tube. Une pompe projetait un violent courant d'air sur la lame de platine ce qui la refroidissait. (Lomon et coll, 1913).

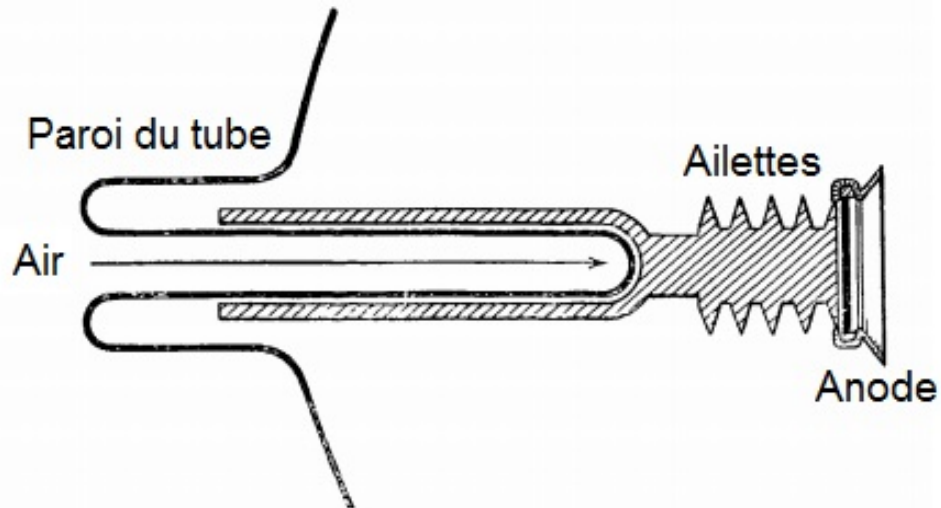


Figure 74 : Schéma du système de refroidissement par air de Bauer (d'après Belot et coll, 1905)

Ces deux systèmes de refroidissement par air ne présentaient pas particulièrement de différence sur leur efficacité. Le système de Gundelach était cependant le plus utilisé, car plus facile à mettre en œuvre.

En 1905, Charles Guillaume construisit un tube dont le faisceau cathodique était dévié par un aimant fixe tandis que l'ensemble tournait, ainsi le point d'impact des électrons n'était jamais le même. L'anticathode s'échauffait ainsi beaucoup moins vite, mais cette technique ne dispensait tout de même pas d'un système de refroidissement (Belot et coll, 1905).

Ce concept fut repris quelques années plus tard avec l'anode tournante du tube de Coolidge (voir Partie 4 Chapitre 1.2).

Un nouveau système de refroidissement plus efficace apparut par la suite : le refroidissement par eau.

3.2. Refroidissement par eau

Le système consistait en un radiateur à eau dans lequel l'eau circulait par l'intermédiaire d'un **thermosiphon** : l'eau chaude, chauffée par la paroi brûlante du verre ou par l'anticathode (figure 75), remontait dans le système et était remplacée par une eau plus froide. Le système fonctionnait en circuit fermé, la sortie haute du thermosiphon alimentait un radiateur qui dissipait la chaleur et refroidissait l'eau qui revenait vers l'entrée basse du thermosiphon (figure) (Gaiffe-Gallot et coll, 1920).

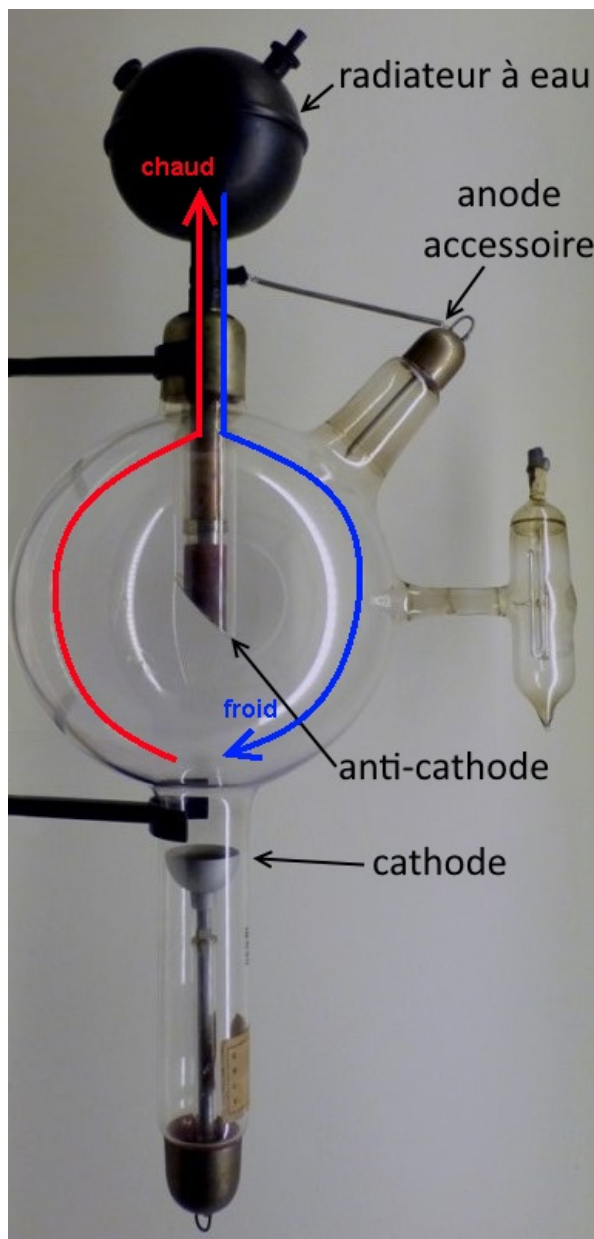


Figure 75 : Tube avec radiateur à eau relié à l'anti-cathode (photographie personnelle)

Le refroidissement du tube n'était pas le seul problème de fonctionnement à surmonter, il fallait également être capable réguler la pression interne du tube.

4. Les régulateurs

4.1. Principe

Les régulateurs permettaient de **maintenir la pression à l'intérieur du tube**. En effet, si le degré de vide de l'ampoule était peu élevé (ampoule « molle »), celle-ci ne donnait que des rayons X peu pénétrants (rayons « mous »). À l'inverse, une ampoule « dure » donnait des rayons très pénétrants (rayons « durs ») mais la quantité de rayons produits était trop faible.

Les ampoules neuves étaient généralement trop « molles » mais après une phase d'activité longue, elles devenaient trop « dures » et nécessitaient une tension de plus en plus forte pour continuer de fonctionner.

Quand l'ampoule était trop « dure », il suffisait, avec les premiers tubes de Crookes, de chauffer la paroi en verre afin de provoquer le dégagement des gaz absorbés à l'intérieur de l'ampoule et réguler ainsi la pression à l'intérieur du tube. On utilisait pour cela un chalumeau ou un bec Bunsen (Dauvillier, 1924).

On distinguait trois principaux types de régulateurs: à air, à osmo, à étincelles (figure 76).

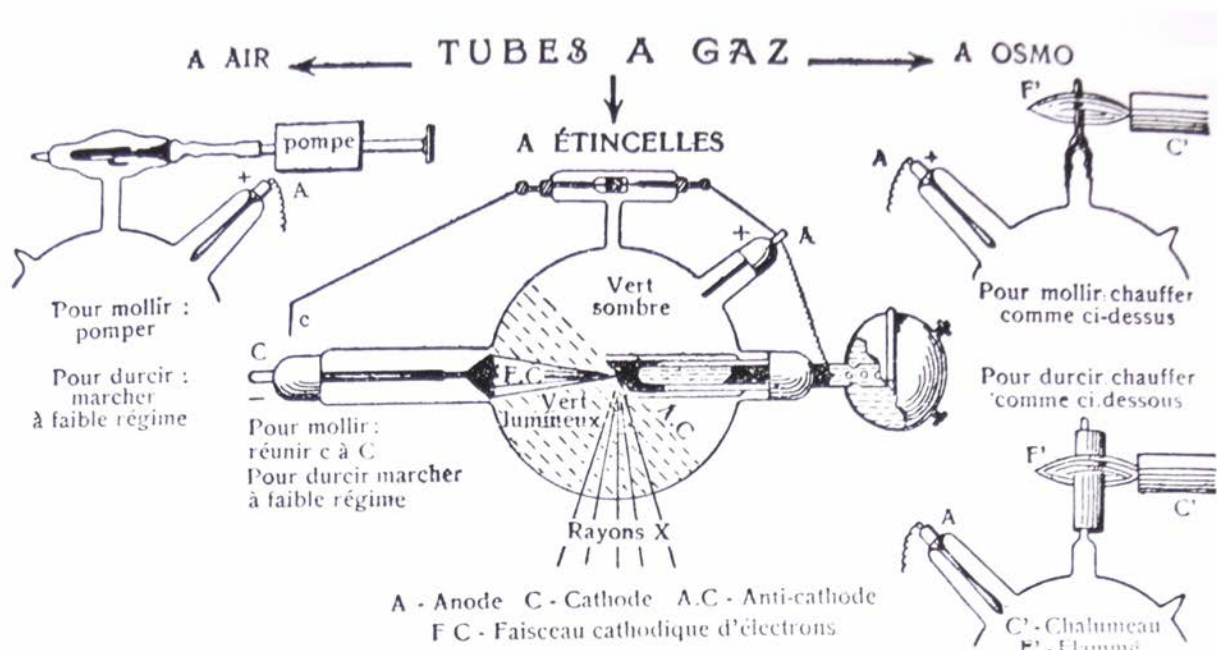


Figure 76 : Aperçu des différents régulateurs (d'après Forrai, 2007)

4.2. Régulateur à air

L'allemand Bauer construisit en 1907 un régulateur à air (figure 77). Il était composé d'une soupape de mercure actionnée par une poire en caoutchouc. En pressant la poire, l'opérateur poussait une colonne de mercure à l'intérieur du tube, de manière à découvrir une petite ouverture (normalement fermée par le mercure) et à faire passer un peu d'air dans l'ampoule (figure 78) (Bauer, 1912).

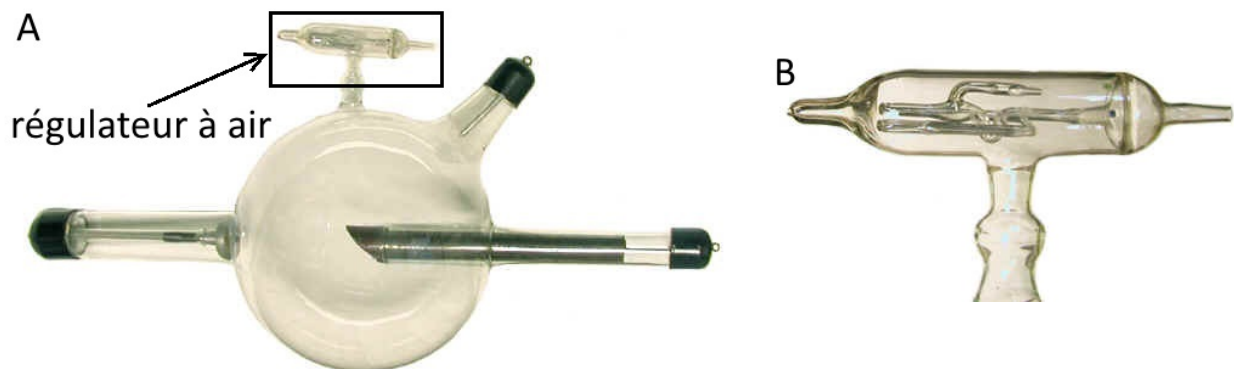


Figure 77 : Tube de Bauer (A) et son régulateur (B) (d'après Health Physics, 2012)

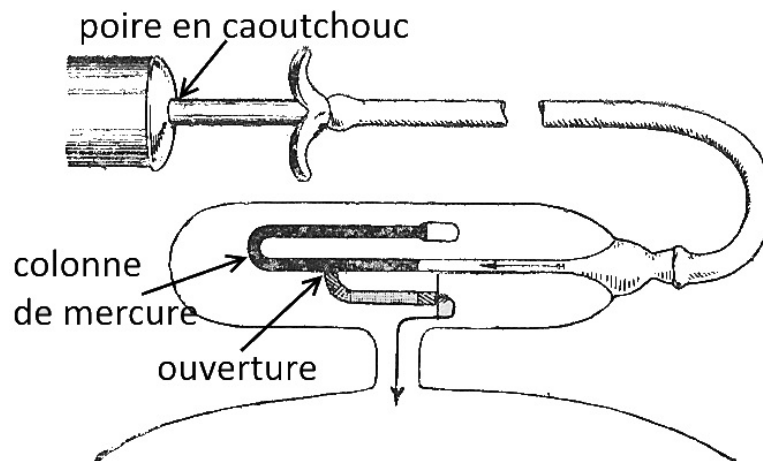


Figure 78 : Schéma du régulateur à mercure de Bauer (d'après Lomon et coll, 1913)

4.3. L'osmo-régulateur

Villard inventa en 1896 son osmo-régulateur basé sur la faculté qu'a le platine à devenir perméable (osmose) aux molécules d'hydrogène quand on le chauffe (Boulard, 1910). Quand le tube de platine était chauffé par la flamme d'un bec Bunsen, il devenait poreux et l'hydrogène entrait dans le tube. Quand on coupait la flamme, le tube de platine redevenait alors imperméable et le gaz qui avait pénétré dans le tube ne pouvait donc plus ressortir (figure 79) (Brunel, 1903).

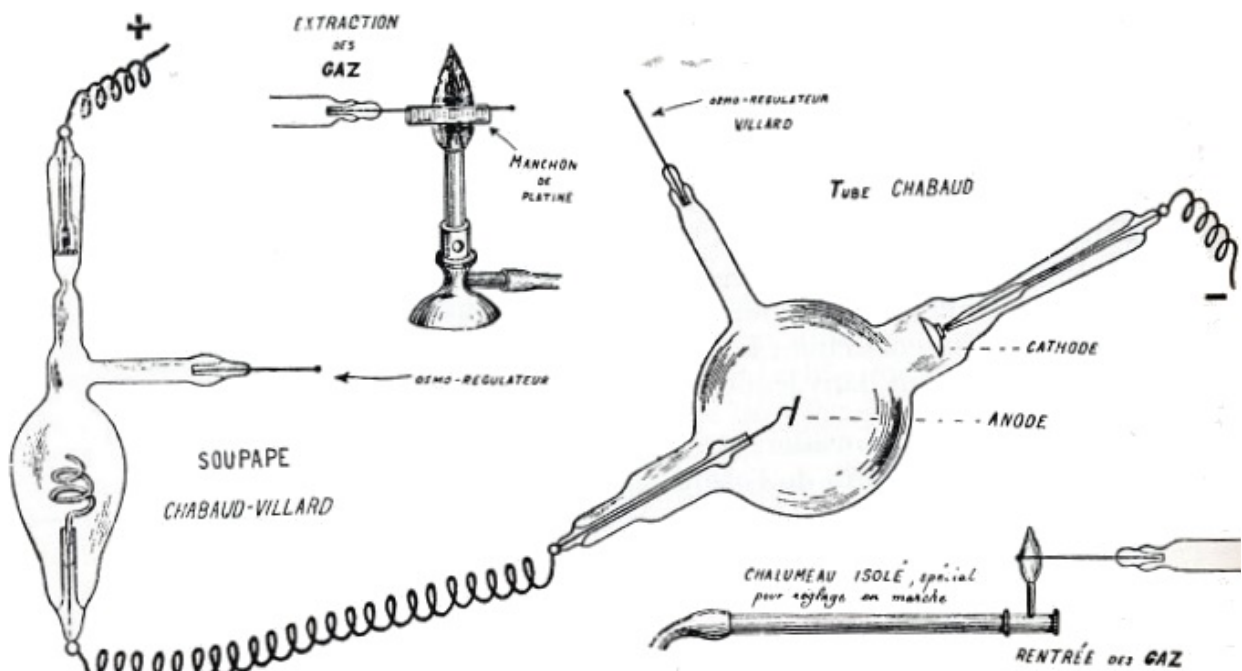
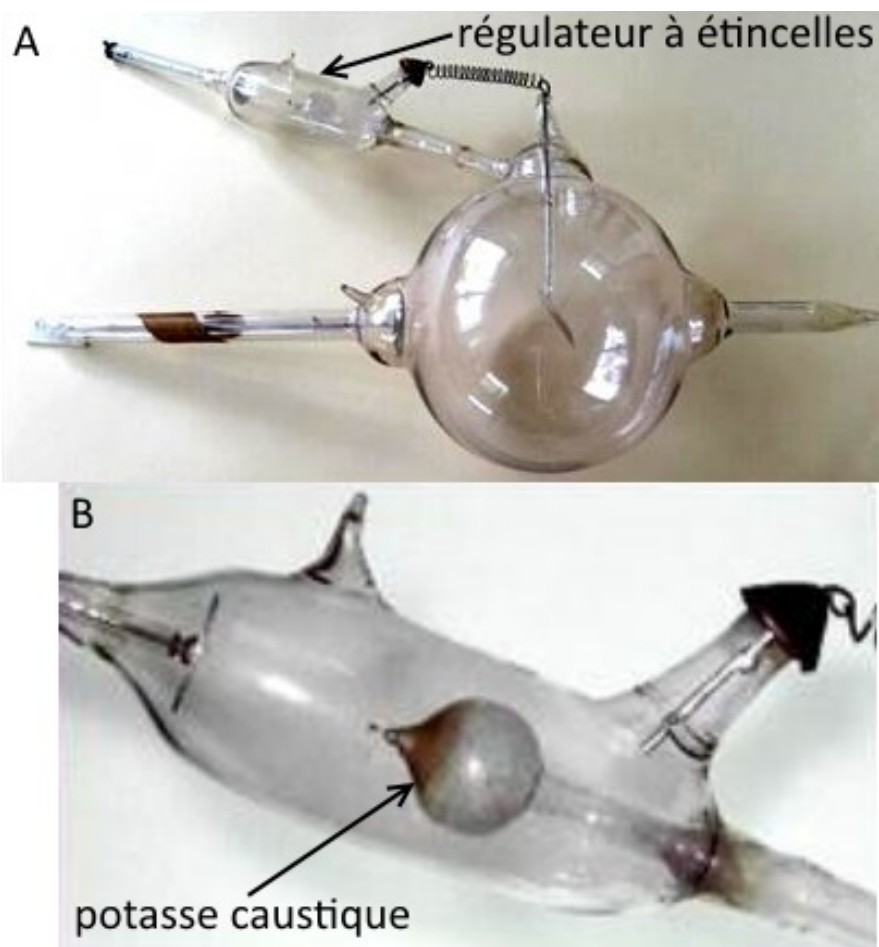


Figure 79 : Osmo-régulateur de Villard (d'après Rousseau, 2008)

Ce système était peu courant, car il manquait relativement de précision pour réguler la pression

4.4. Régulateur à étincelles

En 1897, Voller et Walter présentèrent un régulateur à potasse caustique. En chauffant la matière contenue à l'intérieur, l'échauffement donnait lieu à un dégagement de vapeur. En 1902, Rosenthal s'inspira de ce système et décrivit le premier régulateur à étincelles. Il s'agissait d'un système de régulation automatique consistant à disposer dans un tube latéral soudé à l'ampoule (figure 80 A), **de l'amiante, du charbon de bois, du mica ou de la potasse caustique** (figure 80 B) qui permettait de libérer facilement des gaz par chauffage. Lorsque la pression dans le tube devenait de plus en plus faible, une étincelle jaillissait et faisait chauffer la substance, dégageant ainsi une petite quantité de gaz et permettant le rétablissement d'une pression correcte. Ce système avait l'avantage de pouvoir réguler la pression très rapidement (contrairement aux deux premiers systèmes) (Dauvillier, 1924).



**Figure 80 : Ampoule radiogène (A) et son régulateur par étincelles (B)
(photographie personnelle)**

Une fois que le praticien avait acheté son propre tube, il devait encore trouver une source d'alimentation électrique afin de le faire fonctionner.

5. Les générateurs haute tension

Au début du XX^e siècle, les habitations ne disposaient pas encore toutes d'un réseau électrique public, il fallait généralement utiliser une machine électrostatique comme source d'électricité haute tension.

Si un réseau électrique public existait, la tension ne dépassait guère une centaine de volts, il fallait transformer cette basse tension en haute tension avec une bobine d'induction.

Le dentiste devait donc disposer lui-même d'une source d'électricité à haute tension soit par l'intermédiaire d'une machine électrostatique, soit par une bobine d'induction (Lomon et coll, 1913).

5.1. La machine électrostatique

La première machine électrostatique fut inventée au XVII^e siècle et permettait de disposer de sa propre source d'électricité.

Une manivelle faisait tourner en sens contraire deux plateaux en verre ou en ébonite contre des balais métalliques produisant sur l'une des bornes une accumulation d'électricité et sur l'autre un défaut d'électrons, ce qui créait une différence de potentiel qui s'exprimait en se déchargeant sous forme d'étincelle (figure 81 et 82).

L'éclateur déterminait la longueur de l'étincelle et régula ainsi la tension. En agrandissant l'éclateur, on augmentait la tension ; à l'inverse en le réduisant, on diminuait la tension. La machine électrostatique était capable de produire une tension très élevée (80 à 100 kV) mais son intensité ne dépassait guère quelques dixièmes de milliampères (Raper, 1918).

Avec l'arrivée des réseaux électriques dans les villes au début du XX^e siècle, la machine électrostatique fut progressivement remplacée par la bobine d'induction (Pallardy, 1989).

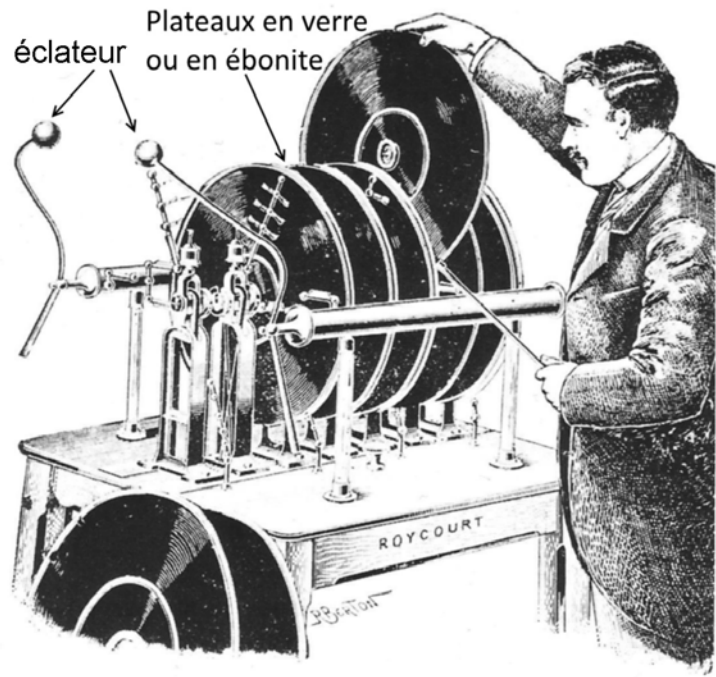


Figure 81 : Machine électrostatique de Roycourt (d'après Pallardy, 1989)



Figure 82 : Machine électrostatique (Keller, 1992)

5.2. La bobine d'induction

En 1831, Michel Faraday découvrit le phénomène d'induction ; il observa qu'un courant électrique était créé dans un conducteur lorsqu'il était soumis à un champ magnétique variable.

C'est en 1851 que Ruhmkorff construisit la première bobine d'induction (figure 83 et 84). À cette époque, la bobine était d'abord utilisée en association avec des piles électriques qui fournissaient un courant électrique de faible tension. Ensuite, elle était utilisée avec le courant électrique des villes au début du XX^e siècle.

La bobine d'induction était capable de transformer un courant électrique de faible tension d'une centaine de volts en un courant de tension très élevée (plusieurs dizaines ou centaines de kilovolts) (Drion et coll, 1889).

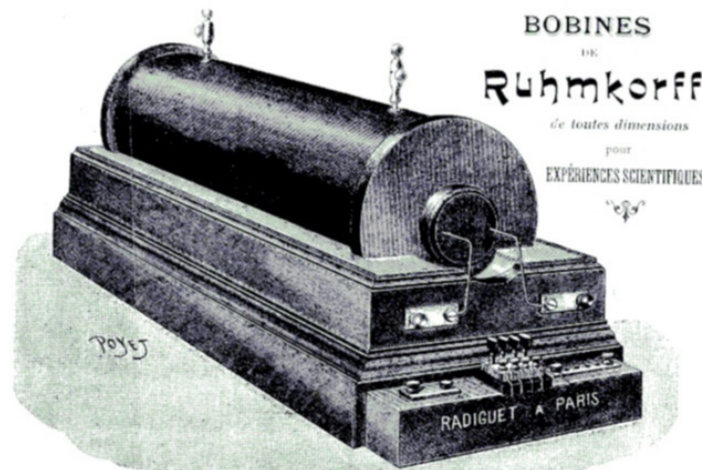


Figure 83 : Bobine d'induction, modèle Radiguet (Radiguet, 1902)

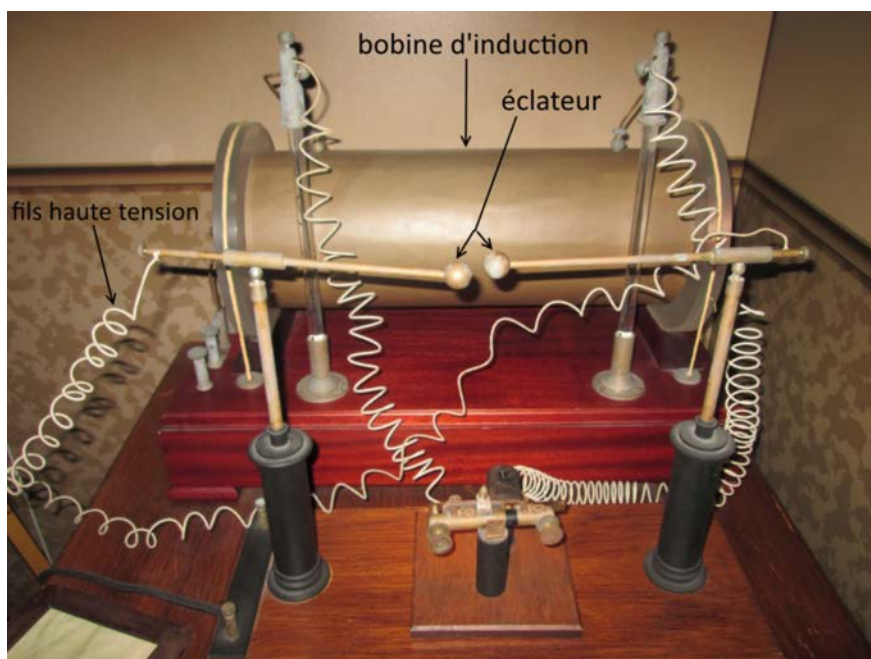


Figure 84 : Bobine d'induction (photographie personnelle)

La bobine se composait d'un **noyau en fer** et de deux enroulements isolés en fil de cuivre. Le premier était formé d'un fil de gros diamètre et de quelques dizaines de spires (**enroulement primaire**), le second d'un fil très fin de plusieurs milliers de spires (**enroulement secondaire**) (figure 85). Dans le premier enroulement passait le courant basse tension. À chaque fois que le courant était interrompu, cela entraînait la naissance dans le second enroulement d'un courant induit de haute tension dont la valeur était proportionnelle au nombre de spires des deux enroulements (Poyser, 1982).

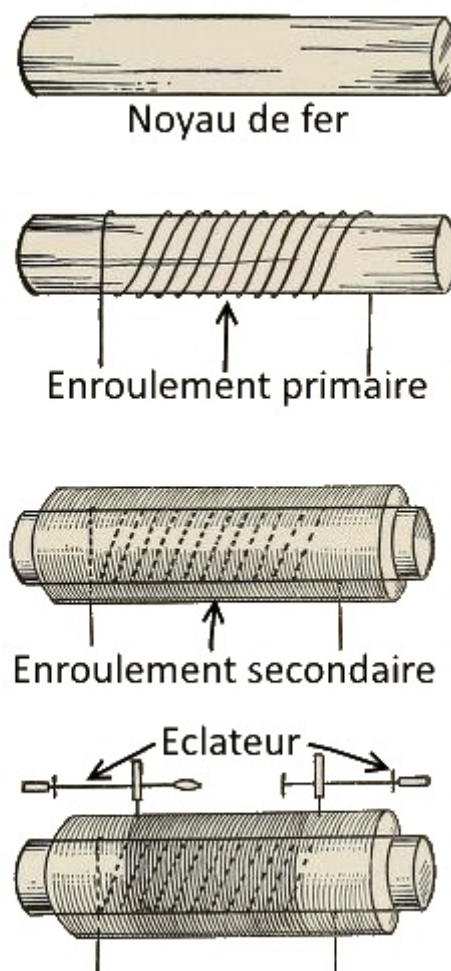


Figure 85: Détail de la bobine d'induction (d'après Raper, 1918)

Pour résumé :

La **machine électrostatique** s'utilisait lorsqu'il n'y avait aucune autre source d'électricité possible, elle était capable de fournir une tension très élevée.

La **bobine d'induction** permettait de transformer le courant basse tension d'une pile ou du réseau électrique des villes en courant haute tension.

Pour obtenir une tension élevée de manière continue, ces bobines devaient subir des interruptions très fréquentes. Cela a entraîné le développement des interrupteurs.

6. Les interrupteurs

Également appelés rupteurs ou trembleurs, ils étaient associés à la bobine d'induction pour donner naissance, en présence d'un courant continu, à des courants induits alternés. L'interrupteur permettait d'obtenir une rupture brutale du circuit quand le courant primaire avait pris une intensité suffisante. Deux procédés bien distincts existaient pour obtenir automatiquement les interruptions du circuit primaire : les interrupteurs mécaniques et les interrupteurs électrolytiques.

6.1. Les interrupteurs mécaniques

En France, Gaiffe industrialisa, dès 1901, un interrupteur à contact solide, qui fonctionnait suivant le mécanisme de métronome (figure 86). Il était constitué d'un balancier gradué, un contrepoids mobile coulissant sur le balancier permettait de modifier la fréquence du mouvement. Ce système n'était pas très efficace, car la fréquence d'interruption était trop faible (environ 3 à 4 Hz selon le modèle) (Brunel, 1903).

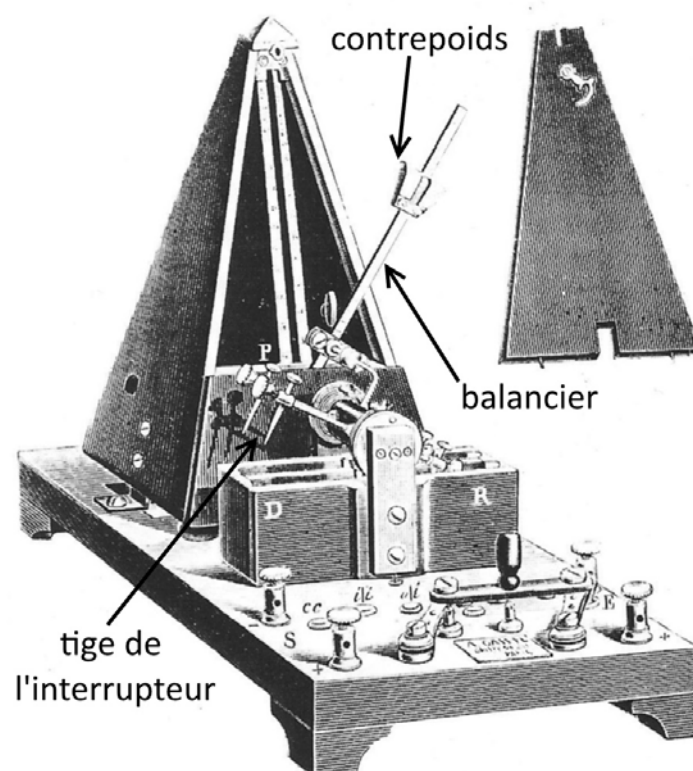


Figure 86 : Interrupteur métronome de Gaiffe (d'après Pallardy, 1989)

L'interrupteur de Foucault se servait du champ magnétique de la bobine d'induction pour animer le mouvement de la tige de l'interrupteur (figure 87). Lorsque la bobine d'induction se chargeait, le champ magnétique à l'intérieur de celle-ci augmentait, attirant la tige de l'interrupteur. À un moment, cette tige atteignait une paroi qui coupait le circuit et créait l'interruption recherchée. Le circuit étant interrompu, le champ magnétique de la bobine cessait d'exister, la tige revenait à sa position initiale par un système de ressort et un nouveau cycle d'interruption reprenait. Ce système présentait l'avantage d'avoir une meilleure fréquence d'interruption (6-8 Hz maximum).

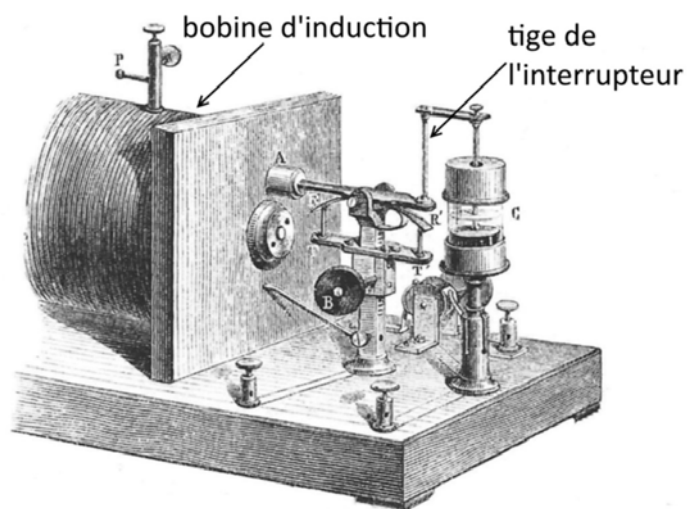


Figure 87 : Interrupteur Foucault actionné par la bobine elle-même (d'après Pallardy, 1989)

Le constructeur Ducretet animait cette tige grâce à un moteur auxiliaire relié à une pile indépendante (figure 88). La fréquence d'interruption était encore meilleure.

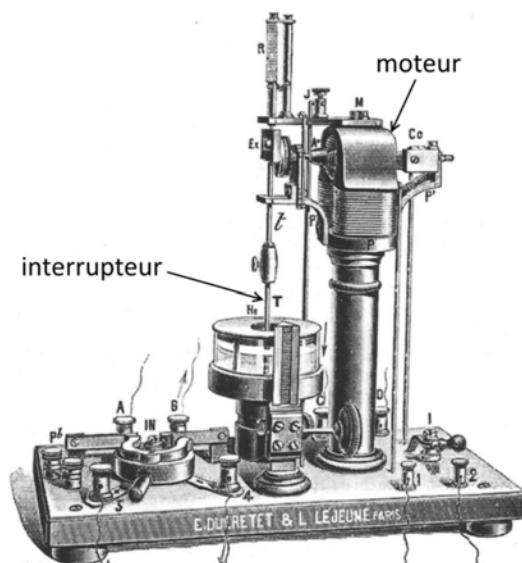


Figure 88 : Modèle Ducretet actionné par une pile indépendante (d'après Pallardy, 1989)

La fréquence d'interruption des interrupteurs mécaniques était relativement faible, les constructeurs développèrent ainsi des interrupteurs électrolytiques.

6.2. Les interrupteurs électrolytiques

Le modèle le plus prisé était le **rupteur de Wehnelt** (figure 89). Une cuve électrolytique était reliée à la borne négative par l'intermédiaire d'une lame métallique et à la borne positive par une pointe de platine plongeant dans cette cuve. Quand le courant passait, la chaleur, produite sur la pointe en platine, vaporisait le liquide, entraînant ainsi le dégagement de vapeur et l'interruption recherchée. Il arrivait à interrompre le courant plusieurs centaines de fois par seconde (D'Almeida, 1902).

Malgré leur rendement assez médiocre, ces interrupteurs étaient les plus employés à l'époque, car ils permettaient d'obtenir une meilleure fréquence d'interruption que les interrupteurs mécaniques.

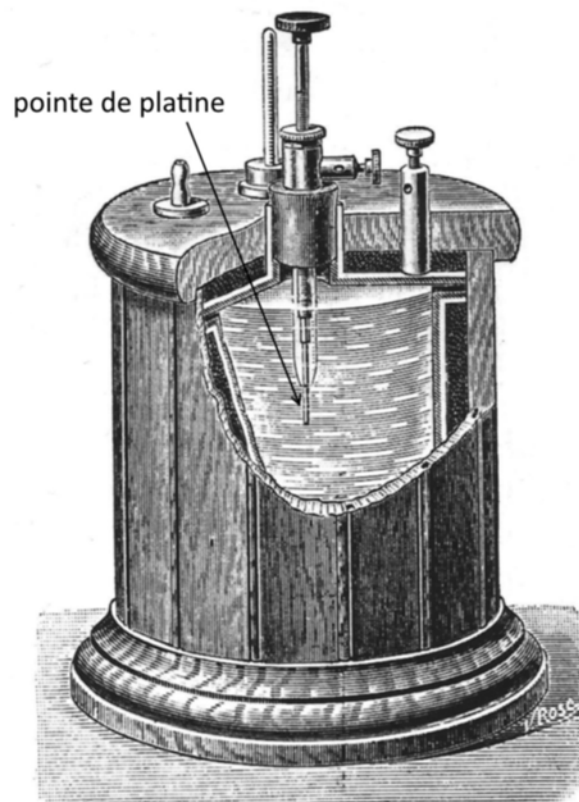


Figure 89 : Rupteur électrolytique de Wehnelt (d'après Pallardy, 1989)

Avec l'arrivée du courant alternatif, la question de l'interruption ne se posait plus, car l'ouverture et la fermeture se faisaient naturellement cinquante fois par seconde (50 Hz). Cependant, les tubes devaient être protégés contre le passage du courant inverse. Pour ce faire on utilisait des redresseurs de courant.

7. Les redresseurs de courant

7.1. Principe

Le redresseur de courant, également appelé soupape, avait pour but de transformer un courant alternatif en courant unidirectionnel, en **s'opposant au passage du courant inverse** ; en effet, la tension inverse avait un effet négatif sur la pression dans les tubes à rayons X.

Le courant alternatif posait un problème pour les tubes à rayons X, car ils étaient conçus pour fonctionner avec une polarité spécifique : les électrons étaient censés passer de la cathode négative à l'anode positive mais lorsque le courant alternatif amenait la tension à s'inverser, le flux d'électrons s'inversait également de telle manière que les électrons venaient frapper la cathode. Le flux d'électrons n'était alors plus correctement concentré sur une zone focale, ainsi l'énergie des rayons X pouvait varier et le tube s'échauffait inutilement (Raper, 1918).

Il existait 3 types de redresseurs de courant : les redresseurs électrolytiques, la soupape cathodique, et le kénotron.

7.2. Les redresseurs électrolytiques

Lorsque l'on faisait passer du courant dans une cuve électrolytique pourvue de deux électrodes, l'une en plomb et l'autre en aluminium, on observait que le courant circulait facilement dans un sens mais très difficilement dans l'autre.

Le phénomène s'expliquait par la formation d'une fine couche d'oxyde (alumine) dont la résistance était telle que le courant se trouvait arrêté instantanément. Si l'on inversait le sens du courant, celui-ci pouvait alors passer librement. Les appareils étaient très volumineux (figure 90), l'échauffement était faible et le rendement assez élevé (Belot et coll, 1905).

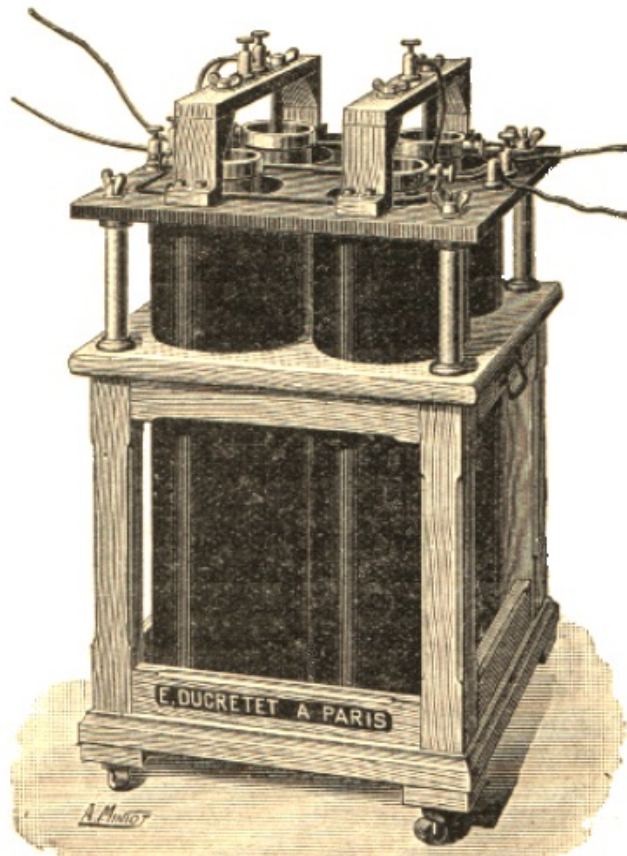


Figure 90 : Soupape électrolytique modèle Faria de Ducretet (Desarces, 1924)

7.3. La soupape cathodique

La plus utilisée fut celle de Villard (figure 91) inventée en 1898. C'était une ampoule à vide composée de deux électrodes, l'une était formée par une spirale assez longue faite d'un fil d'aluminium (cathode) et l'autre était un disque de quelques millimètres de diamètre placé dans un tube étroit de manière à gêner le sens du courant.

Ainsi dans un sens, le courant passait facilement et dans l'autre difficilement. Le courant électrique ne pouvait donc aller que dans une seule direction (Turpain, 1904). Aujourd'hui une simple diode remplace cet élément.

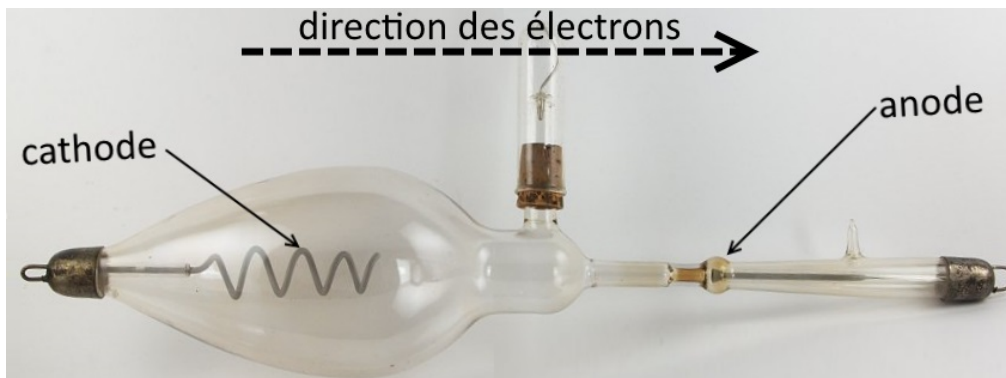


Figure 91 : Soupape de Villard (d'après Health Physics, 2012)

7.4. Le kénotron

Inventé en 1915 par la *General Electric Company*, il connut immédiatement un grand succès. Le principe était le même que le précédent mais avec un vide beaucoup plus poussé. Il était utilisé pour redresser des courants à très haute tension (figure 92) (General Electric, 2014).

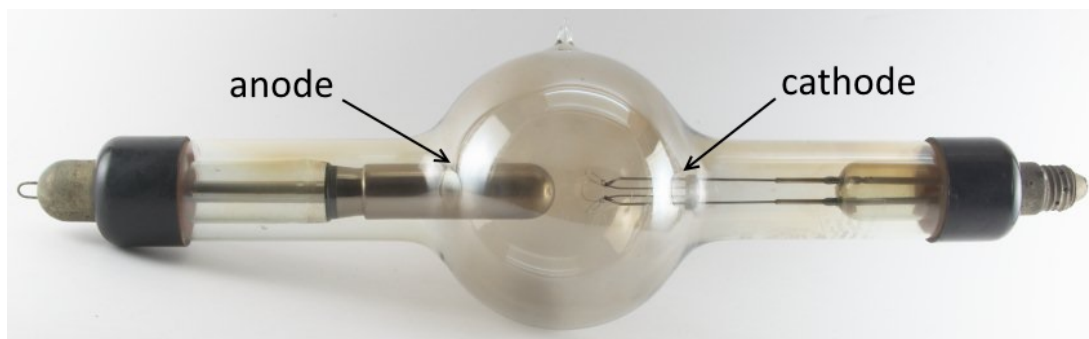


Figure 92 : Soupape kénotron Gaiffe-Gallot et Pilon Modèle 150H300 (Keller, 1992)

Une fois que le praticien avait acheté le tube ainsi que tout le matériel électrique, il devait ensuite trouver tous les accessoires permettant d'utiliser le tube, dans de bonnes conditions, avec un maximum d'efficacité et de sécurité.

8. Les accessoires

8.1. Les supports d'ampoule.

Ancêtres de la potence actuelle de nos appareillages radiologiques, ces supports ne permettaient en général que deux types de mouvements : verticaux et horizontaux (figure 93). Parfois, un contrepoids était placé pour faciliter les mouvements verticaux (Lomon et coll, 1913).

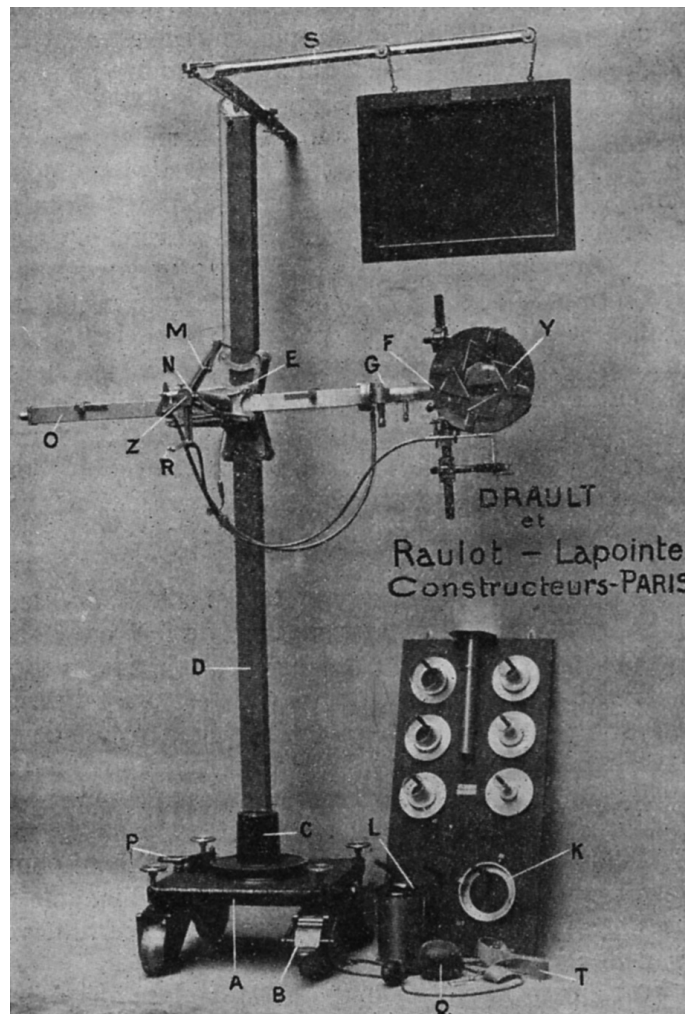


Figure 93 : Le support d'ampoule (Lomon et coll, 1913)

Le porte-ampoule (figure 94 et 95), ou étrier, était fixé sur le bras horizontal par des articulations qui permettaient la rotation complète du tube. L'ampoule pouvait ainsi être orientée dans tous les sens. Les pinces du porte-ampoule, en matière isolante, permettaient de saisir les extrémités de l'ampoule.

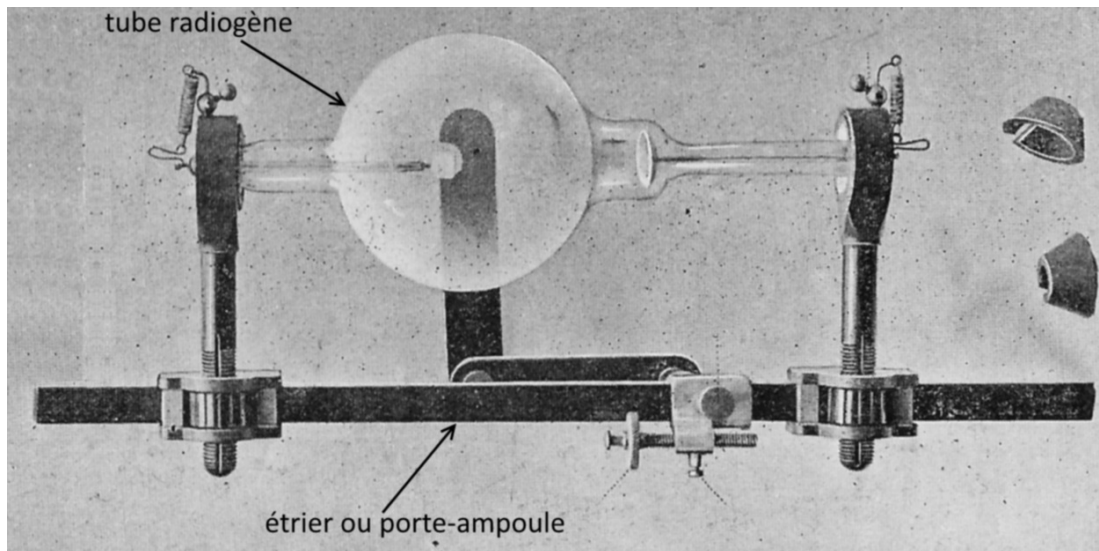


Figure 94 : Le porte-ampoule (d'après Lomon et coll, 1913)

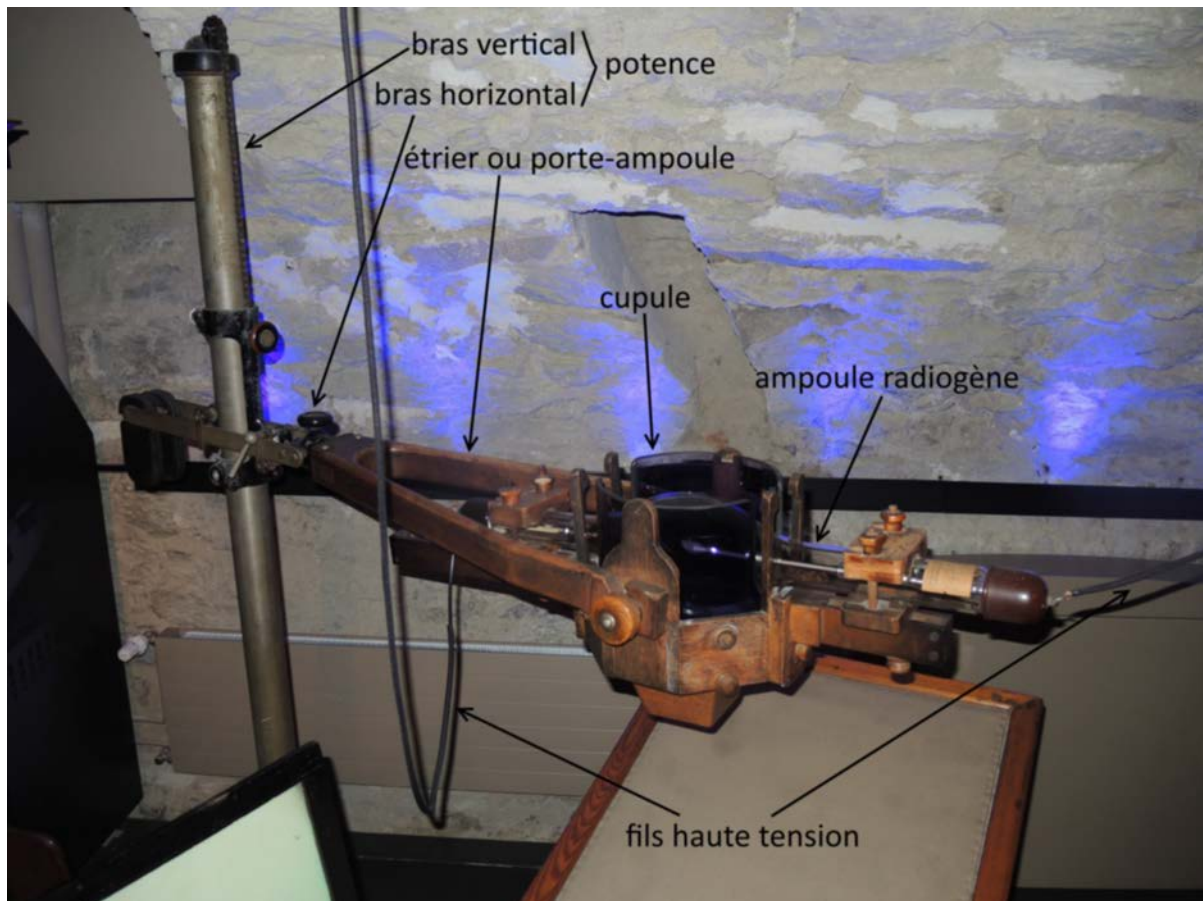


Figure 95 : Photographie d'un porte-ampoule (photographie personnelle)

Aux débuts de la radiologie, le tube était nu, donc très léger. Par la suite, dans un souci constant de protection, un certain nombre d'accessoires, dont certains très lourds, sont venus se grouper autour de lui.

8.2. La cupule protectrice

Une cupule, habituellement en forme de demi-sphère et de matière opaque aux rayons X, entourait l'ampoule et **protégeait l'opérateur et le patient de l'action des rayons**. Les cupules étaient, suivant le constructeur, en verre plombé (figure 96) ou en ébonite rendue opaque par des sels de plomb.

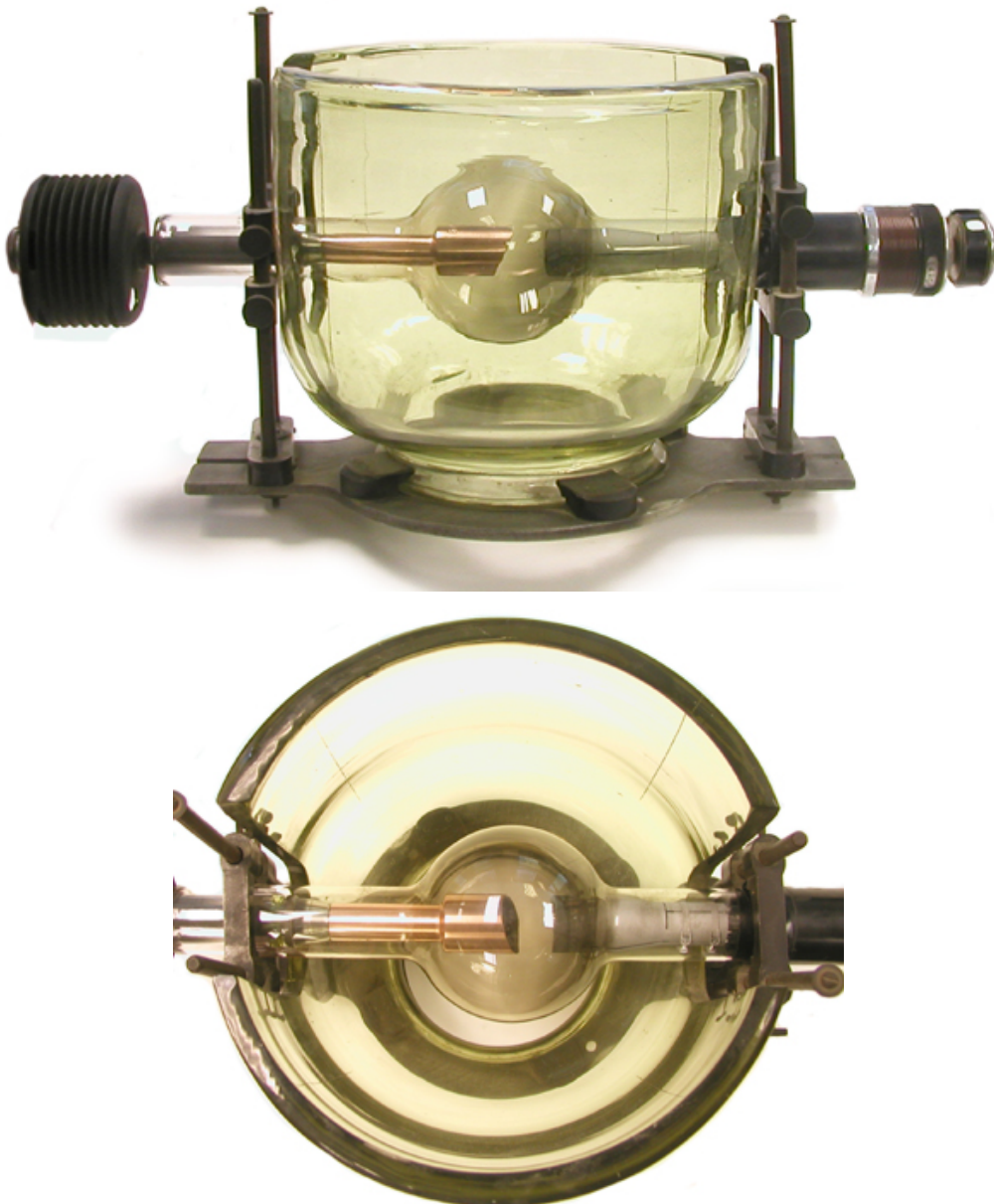


Figure 96 : La cupule protectrice en verre plombé (Health Physics, 2012)

8.3. Le diaphragme

Sous la cupule pouvait se placer un diaphragme ou un cylindre (figure 97). Le diaphragme pouvait avoir une ouverture circulaire ou rectangulaire et **éliminait les rayons secondaires** provenant des parois de l'ampoule.

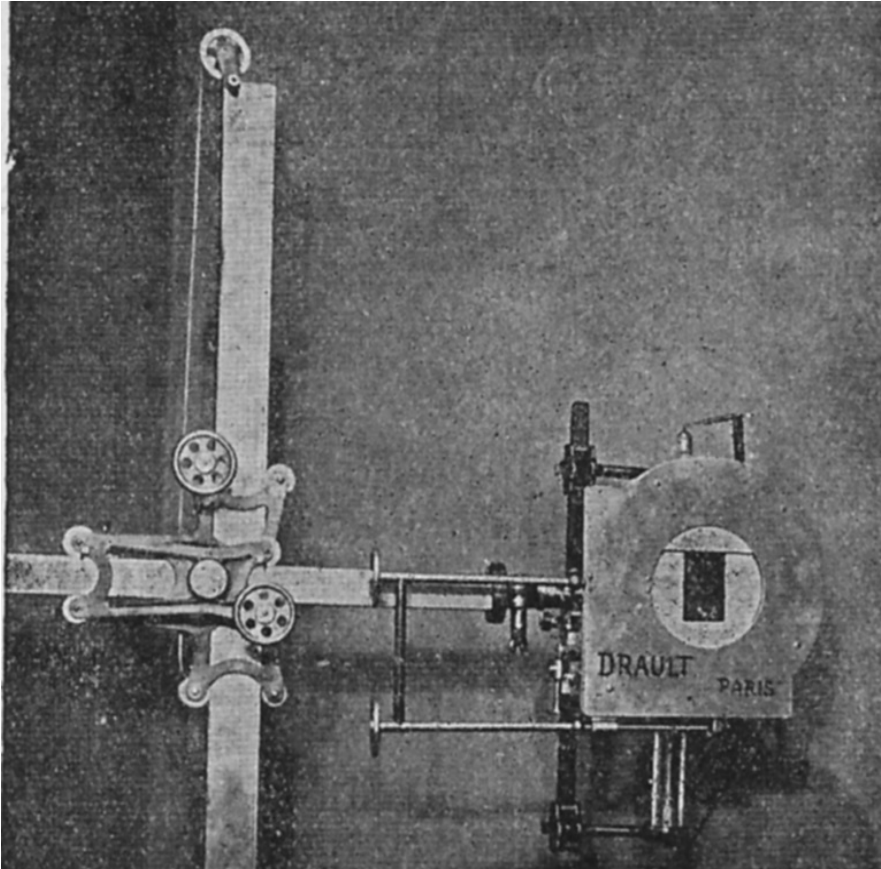


Figure 97 : Diaphragme à ouverture rectangulaire (Lomon et coll, 1913)

8.4. Les cônes de localisation

Placés perpendiculairement à la fenêtre, les cônes de localisation permettaient de positionner correctement le tube par rapport au film et à la dent mais également de **paralléliser le rayon principal**, diminuant ainsi les déformations.

Les **cônes ouverts** (figure 98 A) étaient généralement en matière plastique doublée de plomb. Les **cônes fermés** (figure 98 B), en plastique, bien qu'ils soient plus faciles à centrer, créaient des rayons secondaires, inutiles pour la formation de l'image radiographique et surtout néfastes pour le patient.

La technique long cône permettait l'éloignement de la source afin d'obtenir une image ayant le moins d'agrandissement possible (Perrelet, 1969).

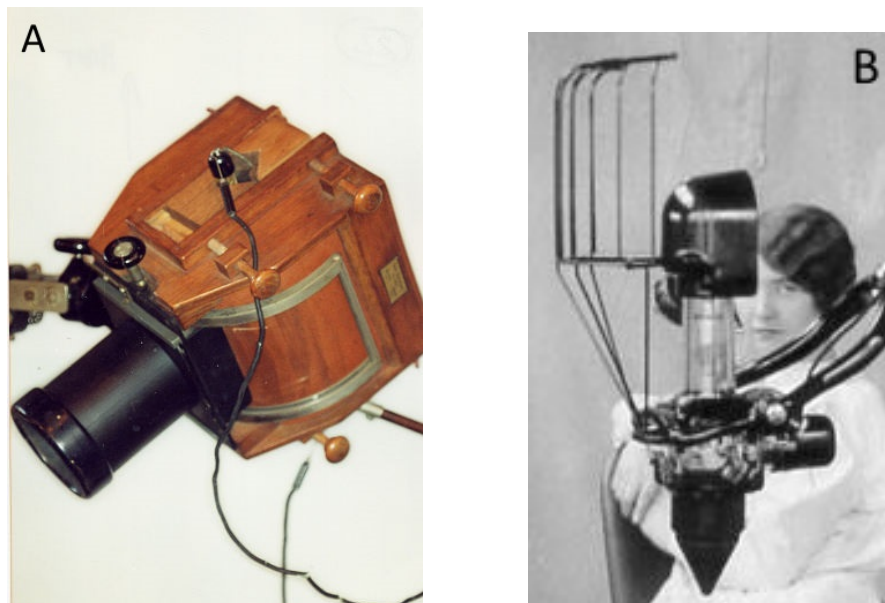


Figure 98: Cône ouvert (A) (ASPAD, 2014) , cône fermé (B) (SFHAD, 2008)

8.5. Les supports de film

Dès 1896, les américains se consacrèrent à la construction d'un support pour le film. Certains supports de film, conçus spécifiquement pour l'usage dentaire, étaient maintenus par une empreinte ou une prothèse, d'autres étaient munis d'une poignée que les patients tenaient pendant le temps d'exposition (figure 99) (Raper, 1916).

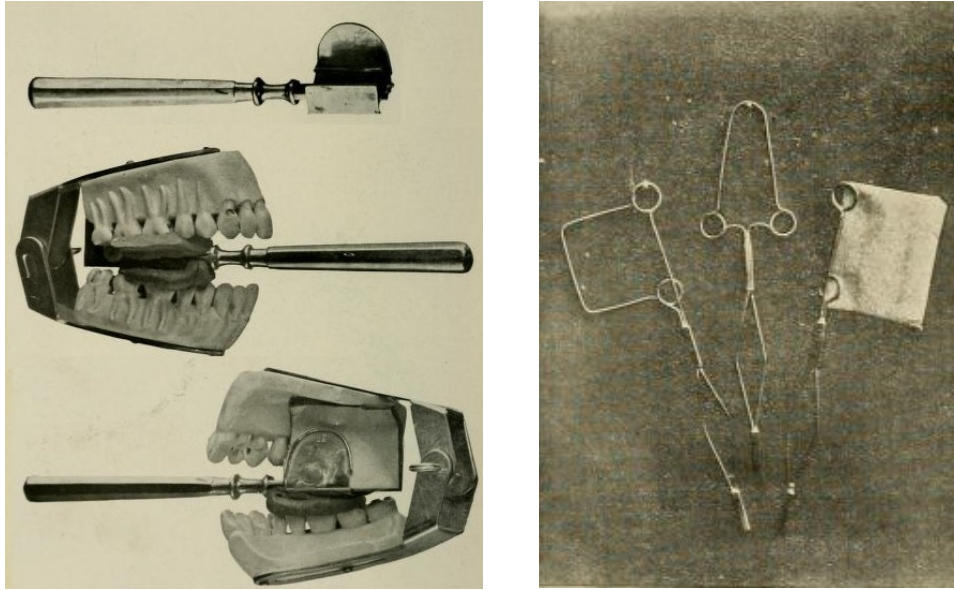


Figure 99 : Exemple de support de film (Raper, 1918)

Certaines cupules protectrices permettaient d'intégrer directement le porte-film (figure 100) (SFR, 2014).



Figure 100 : Support de film de Belot (SFR, 2014)

8.6. Le pénétromètre

À l'époque, **pour déterminer le degré de pénétration des rayons X**, on utilisait un pénétromètre (figure 101) constitué d'un morceau plat de bois dans lequel des trous étaient percés. Des disques métalliques étaient placés à l'intérieur de ces trous selon un nombre croissant.



Figure 101 : Le pénétromètre MacLagan (Health Physics, 2012)

Si le pénétromètre était utilisé entre un fluoroscope et une source de rayons X, des ombres représentant les différents trous devenaient visibles sur l'écran. Ainsi plus on voyait de trous sur l'image, plus le tube était dur. On obtenait alors une corrélation entre le nombre de trous et la dureté du tube (figure 102).

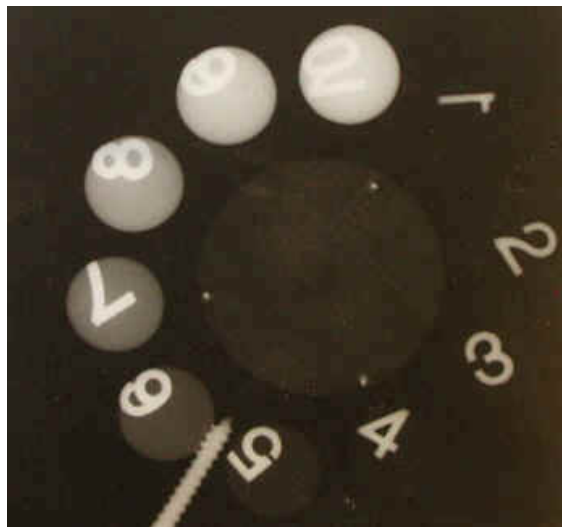


Figure 102 : Pénétromètre après radiographie (Health Physics, 2012)

8.7. Le négatoscope

Il permettait d'étudier le négatif avant son impression en positif, car certains détails pouvaient être perdus à l'impression. Un négatoscope pouvait être facilement construit avec une boîte opaque à la lumière, un verre dépoli et une lumière à l'intérieur. Il était préférable de peindre l'intérieur de la boîte en blanc, de manière à augmenter la puissance et l'uniformité de la lumière (figure 103).

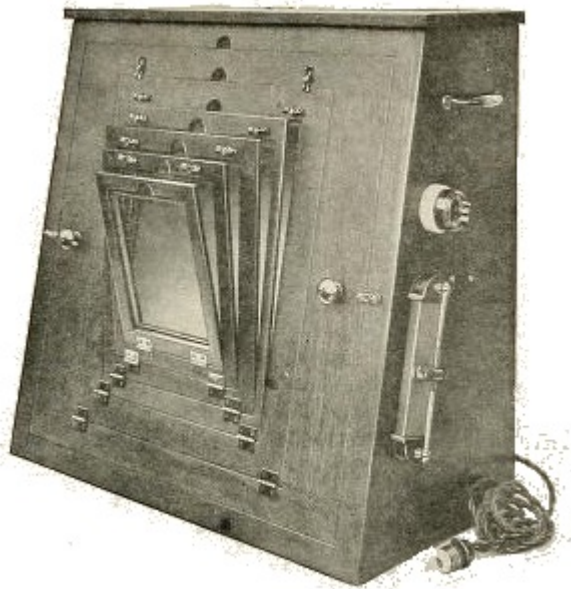


Figure 103 : Négatoscope (d'après Raper, 1918)

Un négatoscope du nom de *Magna-View* (figure 104) a été produit dans les années 1950 par la société *Professional Manufacturing* (Health Physics, 2012).



Figure 104 : Le Magna-View (Health Physics, 2012)

Grâce à tous ces éléments, les dentistes commencèrent à installer, dans leurs cabinets, leurs premiers appareillages radiographiques.

9. Les premiers appareils dentaires (avec tube à gaz)

Ces premiers appareils, utilisés à partir des années 1900, se caractérisaient par leur encombrement important. Un gros meuble enfermait le transformateur (bobine d'induction) et à ses côtés se trouvait le support d'ampoule.

Les fils parcourus par le courant à haute tension n'étant pas isolés, ces premiers appareils étaient très dangereux. Les chercheurs travaillèrent de façon à augmenter la sécurité, la miniaturisation et la précision de ceux-ci.

Hormis quelques exceptions, les systèmes nécessitaient pratiquement tous une pièce spécifique dans le cabinet dentaire pour entreposer les nombreux éléments que nous avons décrits et qui le plus souvent, étaient de provenance très diverse. Ces installations avaient tout du « bric-à-brac » (figure 105, 106 ,107) et le problème esthétique n'était rien en regard du risque d'accident.



Figure 105 : Le cabinet dentaire du Dr Blum dans les années 1900 (SFHAD, 2008)

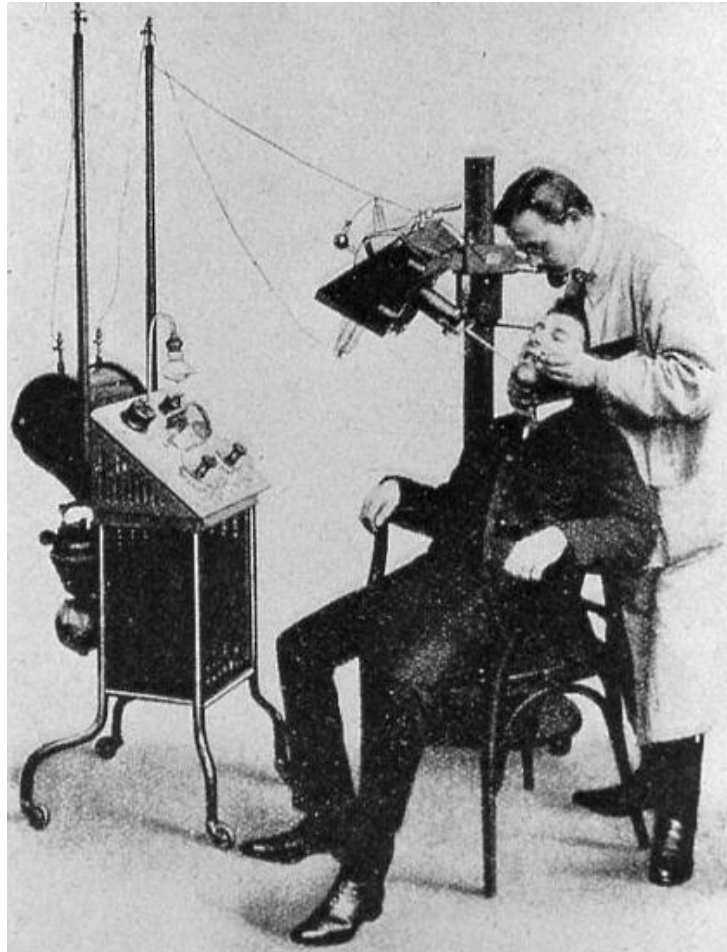


Figure 106 : Cabinet dentaire en 1905 (Rousseau, 2008)

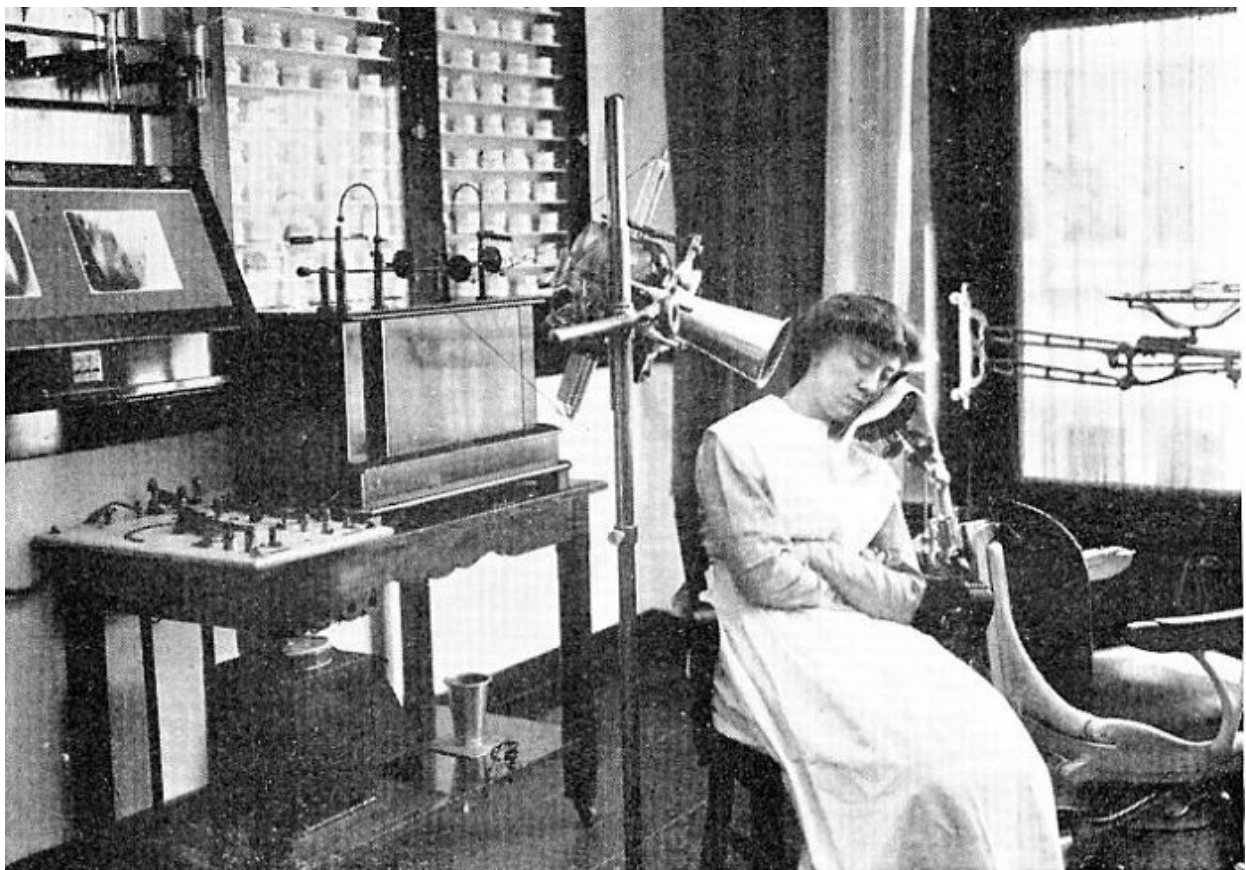


Figure 107 : Une installation de radiologie dentaire en 1910 (SFHAD, 2008)

La construction d'un appareil de radiologie était fastidieuse et coûteuse pour les dentistes de cette époque qui devaient être de vrais électriciens. Ainsi, pour faciliter l'acquisition de ce genre d'appareils, certaines sociétés de construction d'appareils électriques ont commencé à se spécialiser dans la vente d'appareils de radiologie manufacturés.

9.1. *American Dental X-Ray Equipment Company*

Le **premier appareil de radiologie manufacturé et spécialisé en art dentaire fut commercialisé en 1915** par *American Dental X-Ray Equipment Company* (figure 108). Il était alors composé d'une bobine à induction, située à l'intérieur du meuble, utilisant le courant alternatif ou continu et dans laquelle les fils haute tension étaient connectés à un tube à rayons X fixé sur une colonne attachée elle-même au meuble.

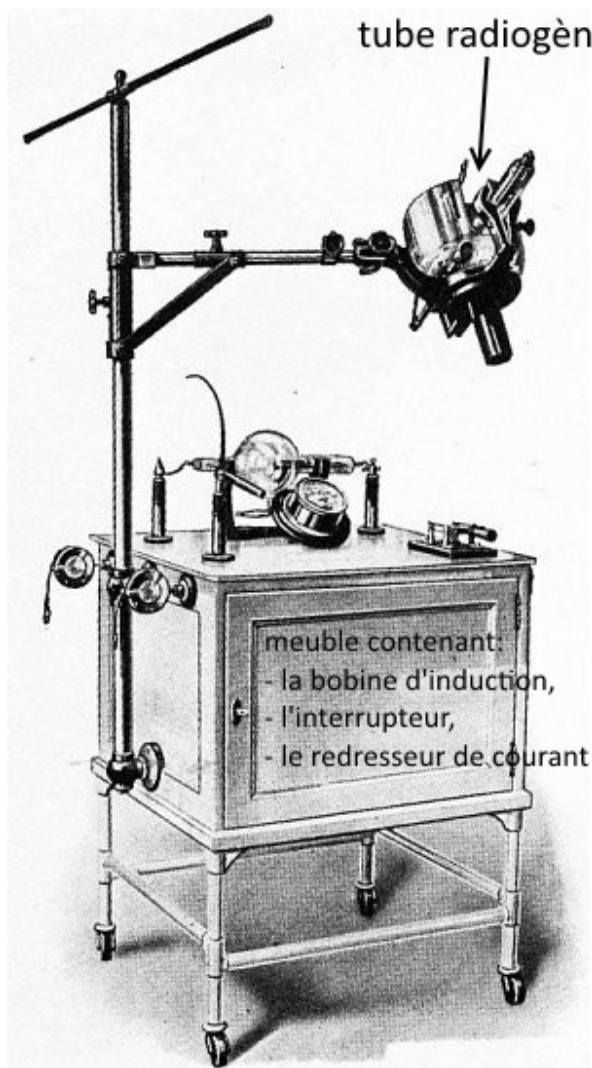


Figure 108 : Premier appareil radiographique dentaire commercialisé par American X-Ray Equipment Company en 1915 (d'après Glenner, 1975)

9.2. Le Radiagna et le Dentarix

Au début des années 1920, les établissements Chenaille proposèrent le Radiagna (figure 109) qui possédait un tube radiogène fixé sur un bras articulé. Les fils haute tension n'étaient pas encore isolés. Le coffre, sur roulettes, contenait tous les éléments nécessaires à la production des rayons X. Le bras de fixation était beaucoup plus maniable que le système précédent (Bouland et coll, 1927).

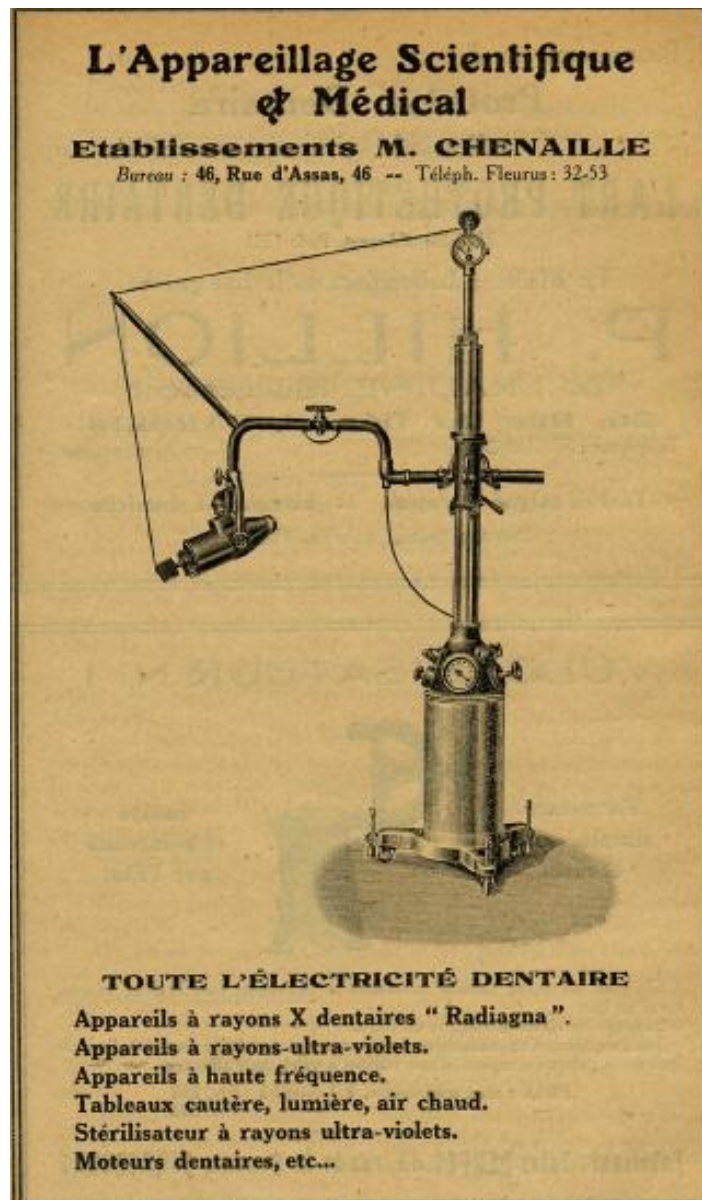


Figure 109 : Le modèle Radiagna des Établissements Chenaille (SFHAD, 2008)

Le Dentarix (figure 110) de la Compagnie Générale de Radiologie (ancien Établissement Pilon) possédait les mêmes caractéristiques que le Radiagna. Ce modèle fut utilisé dans les cabinets dentaires particulièrement au cours des années 1920 (Thomas, 1922).



Figure 110 : Photographie du Dentarix (d'après Laudet, 2014)

La toile suivante de 1937 illustre un dentiste, Louis Viau, en blouse blanche, trônant debout au milieu de son cabinet dentaire avec au premier plan l'appareil de radiologie Dentarix (figure 111) .



Figure 111 : Portrait du Dr Louis Viau (Muzéo, 2014)

9.3. Le modèle Ritter avec tube radiogène

Aux États-Unis, Ritter commercialisa en 1925 un de ses premiers générateurs de rayons X dentaires (figures 112, 113, 114). Cet appareil était constitué d'un coffre porte-transformateur en acajou et d'un tube radiogène. Les fils conducteurs n'étaient pas protégés.

Le principe du modèle Ritter était de désolidariser le transformateur du tube. Ainsi le transformateur se trouvait dans un compartiment étanche. Ce système possédait un meilleur refroidissement par air et le praticien avait la possibilité de changer l'ampoule en quelques minutes sans toucher au transformateur. Sa puissance réglable était comprise entre 40 et 70 kV, son intensité entre 10 et 19 mA (Shrader Electronics, 2014).

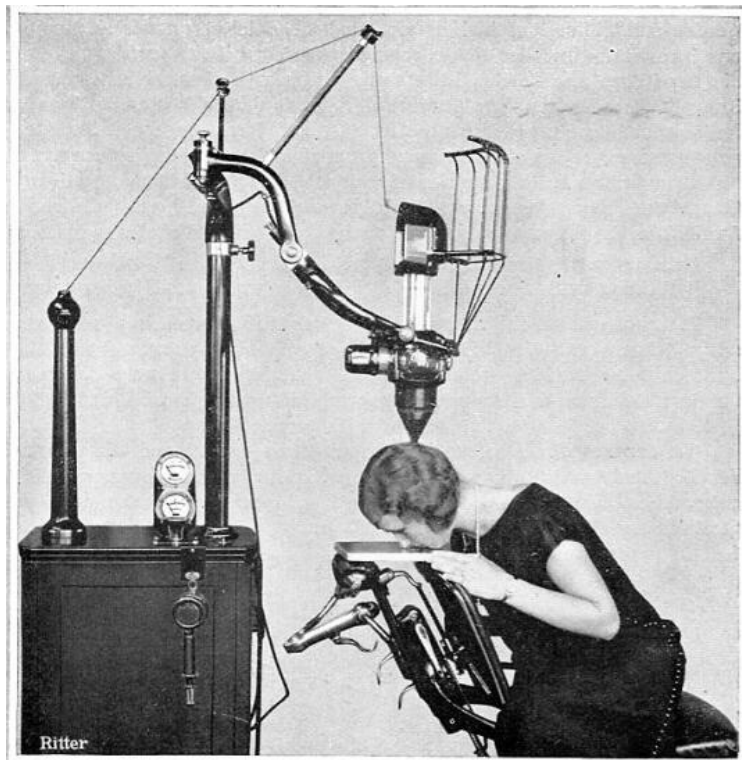


Figure 112 : Modèle Ritter en 1925 (SFHAD, 2008)



Figure 113 : Photographie du modèle Ritter, modèle 1925-1930 (Laudet, 2014)



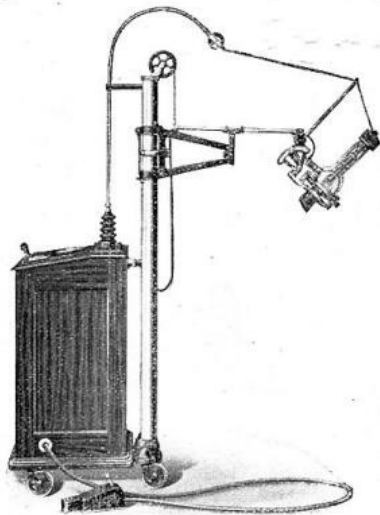
Figure 114: Cabinet du Dr Logan à Versailles en 1930 (d'après SFHAD, 2008)

9.4. Autres exemples d'appareils commercialisés

En 1926, *Victor X-Ray Corporation*, une filiale du groupe *General Electric*, créa son appareil à rayons X (figure 115 A). La conception du tube à angle droit permettait une configuration plus compacte, ce qui fut particulièrement avantageux dans le domaine dentaire, car le tube pouvait être positionné à proximité du patient (Health Physics, 2012).

Le L-F modèle 310 (figure 115 B), commercialisé par *General Electric*, possédait un porte-tube totalement contrebalancé, de construction métallique rigide en nickel et facilement ajustable dans toutes les positions. Un système de roulement assurait le déplacement et la stabilité de l'appareil même sur des sols irréguliers. Aucun câble spécial n'était nécessaire et il pouvait être actionné à partir d'un simple interrupteur.

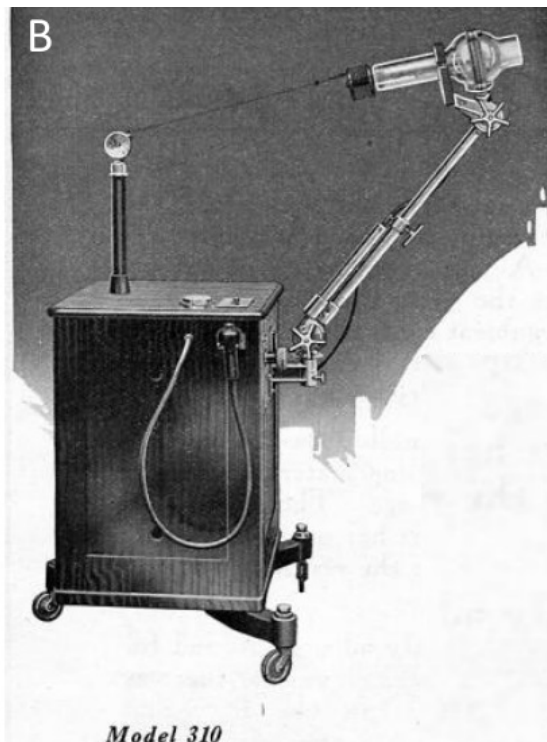
A



**The Victor-Coolidge Dental
X-Ray Unit**

IS NOW AVAILABLE

B



Model 310

Figure 115 : modèle Victor (A) et modèle L-F (B) (d'après SFHAD, 2008)

Tous ces systèmes manufacturés ne présentaient pas de réelles différences entre eux. Chacun enfermait, à l'intérieur d'un meuble, certains éléments électriques (bobine d'induction, interrupteur, redresseur de courant). Chaque dentiste était ensuite libre de choisir ou de changer l'ampoule radiogène.

En résumé :

Le praticien devait constituer lui-même sa propre installation en achetant :

- les **récepteurs** : des écrans fluorescents ou des plaques photographiques ;
- le **tube radiogène** : le plus courant était d'acheter un modèle de tube à focus ou tube Röntgen (bi-anodique) ;
- le **système de refroidissement du tube** : par air ou par eau ;
- les **régulateurs** afin de maintenir une pression correcte dans le tube : à air, à osmo ou à étincelles ;
- le **générateur haute tension** : une machine électrostatique ou une bobine d'induction
- des **interrupteurs** (mécaniques ou électrolytiques) si l'on utilisait une bobine d'induction sur un courant continu afin de produire une rupture régulière du courant et produire ainsi un courant de haute tension.
- Des **redresseurs de courants** (redresseur électrolytique, soupape cathodique, kénotron) quand on avait le courant alternatif, afin de permettre au tube de fonctionner dans le bon sens ;
- certains accessoires comme :
 - le **support d'ampoule**, ancêtre de la potence actuelle ;
 - la **cupule protectrice** ;
 - le **diaphragme** afin d'éliminer les rayons secondaires ;
 - le **cône de localisation** (ouvert ou fermé) permettant de mieux positionner le tube et de paralléliser le rayon principal ;
 - les **supports du film** afin de maintenir le film dans une position stable pendant toute l'exposition
 - le **pénétrromètre** afin de déterminer le degré de pénétration des rayons X ;
 - le **négatoscope** pour étudier les négatifs.

La firme *American Dental X-Ray Equipment Company* commercialisa le premier appareil radiographique manufacturé en 1915. Certaines pièces électriques étaient placées à l'intérieur d'un meuble. Cependant, certains défauts majeurs restaient encore présents : le danger électrique lié à la proximité des fils haute tension et l'irradiation qu'émettait le tube dans toutes les directions pendant son utilisation.

L'apparition du tube de Coolidge marqua la transition vers l'appareillage moderne.

Partie 4

Vers l'appareillage moderne

1. Le tube de Coolidge et ses améliorations

Le **tube de Coolidge** (figure 116), également appelé **tube à cathode chaude**, a été **inventé en 1913** par William Coolidge (cf partie 2 chapitre 4.1).

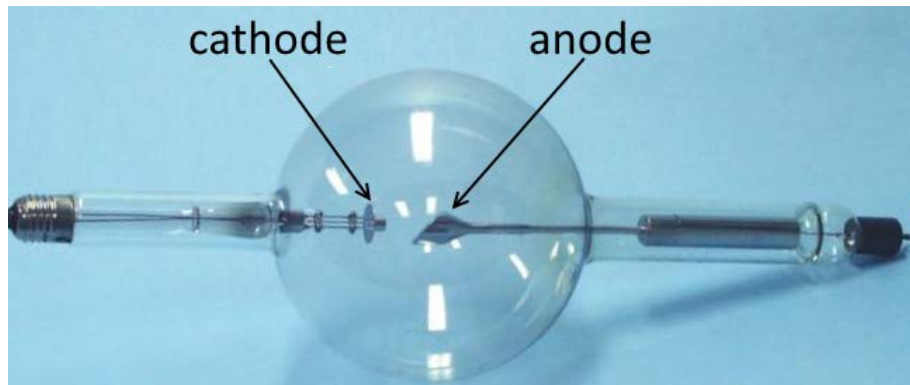


Figure 116 : Premier tube de Coolidge (d'après Health Physics, 2012)

Ce procédé est encore utilisé dans nos appareils radiographiques actuels et il marqua l'évolution vers l'appareillage moderne.

Ce tube était une évolution du tube à gaz (tube de Crookes). Sa particularité était de posséder, au niveau de la cathode, un **filament de tungstène** contenu dans un cylindre de molybdène qui, une fois chauffé par un courant électrique, émettait des électrons (figure 117).

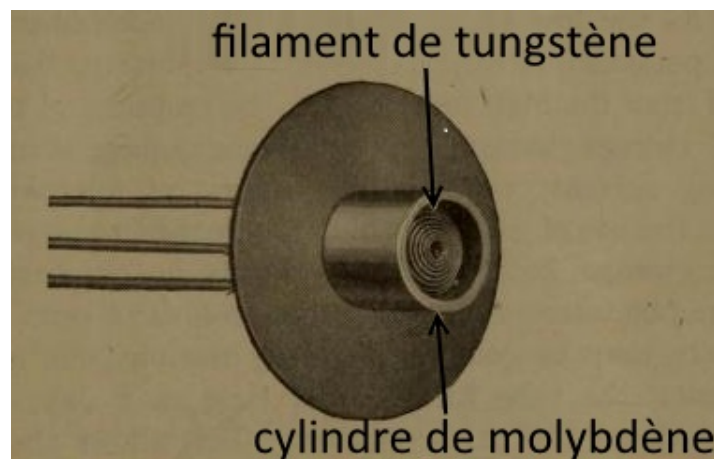


Figure 117 : La cathode du tube de Coolidge (d'après Coolidge, 1920)

Le vide pouvait ainsi être beaucoup plus poussé (de l'ordre du millionième d'atmosphère), la quantité et l'énergie des électrons étaient également meilleures. Ainsi, la qualité des rayons X produits était alors accrue (Coolidge, 1920).

Le tube de Coolidge connut de nombreuses améliorations au cours des années suivantes.

1.1. Réduction du foyer

Celle-ci est obtenue si on modifie:

- la cathode : le filament de tungstène est placé dans une gouttière, également appelée **cylindre de Wehnelt** (figure 118). L'angle de sortie des électrons est réduite, ainsi la surface anodique bombardée est elle-même réduite, d'où un échauffement moindre ;

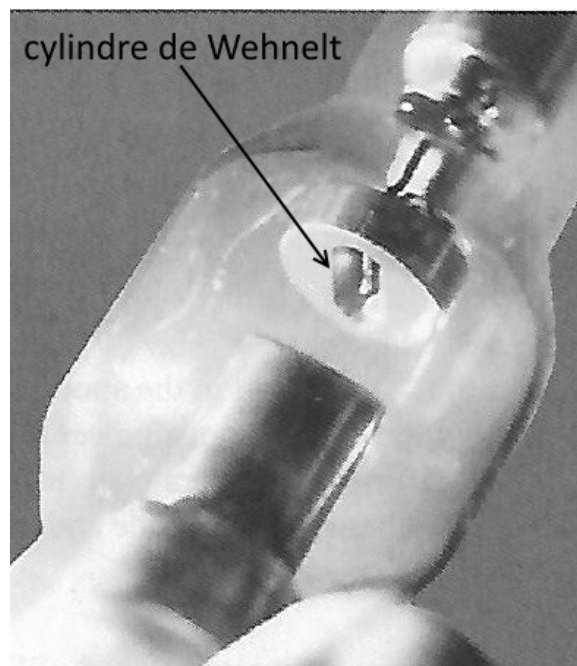


Figure 118 : Cylindre de Wehnelt (d'après Whites et coll, 2009)

- ou l'anode : en réglant l'angle de l'anode, on modifie la surface de l'**aire focale**. L'aire focale est la zone de la cible sur laquelle sont produits les rayons X. La cible est placée avec un certain angle par rapport au faisceau d'électrons afin de profiter d'une petite aire focale (**aire focale apparente**) tout en distribuant les électrons sur une grande surface (**aire focale réelle**) (figure 119). En général, la cible est inclinée d'environ 20°. Cela augmente ainsi la netteté de l'image radiographique. La dissipation de chaleur au niveau de l'aire focale réelle est également meilleure (White et coll, 2009).

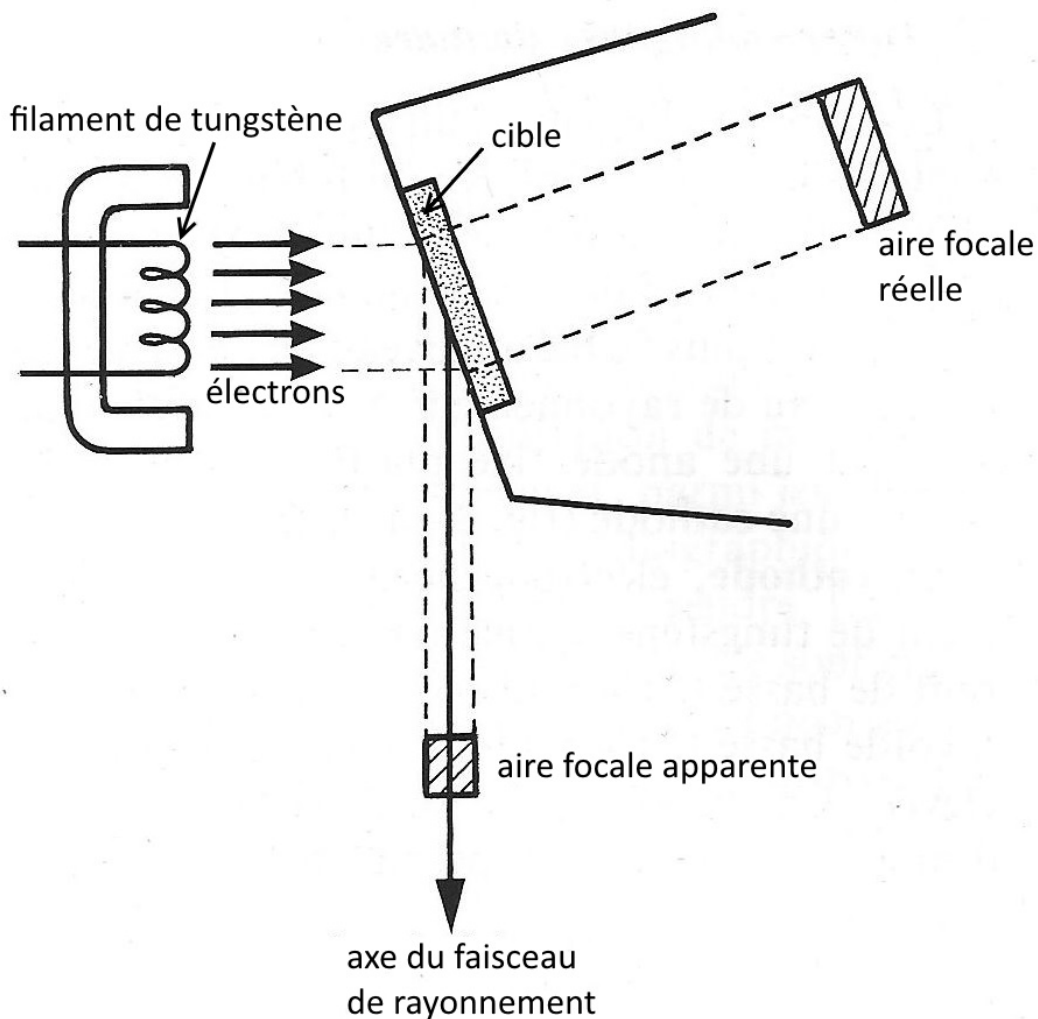


Figure 119 : Aire focale apparente et aire focale réelle (d'après Whites et coll, 2009)

Cependant, le problème de l'échauffement pouvait persister si le tube fonctionnait trop longtemps. Le tube à anode tournante fit alors son apparition.

1.2. Le tube à anode tournante

C'est encore **Coolidge** qui réalisa **le premier tube à anode tournante en 1915** (figure 120). La cible en tungstène avait alors une forme de disque tournant autour de son axe à près de **9000 tr/min**. Les électrons frappaient ainsi des zones successives de la cible. Cette technique permettait de faire fonctionner l'appareil 10 à 50 fois plus longtemps que les cibles immobiles (Nègre, 1965).

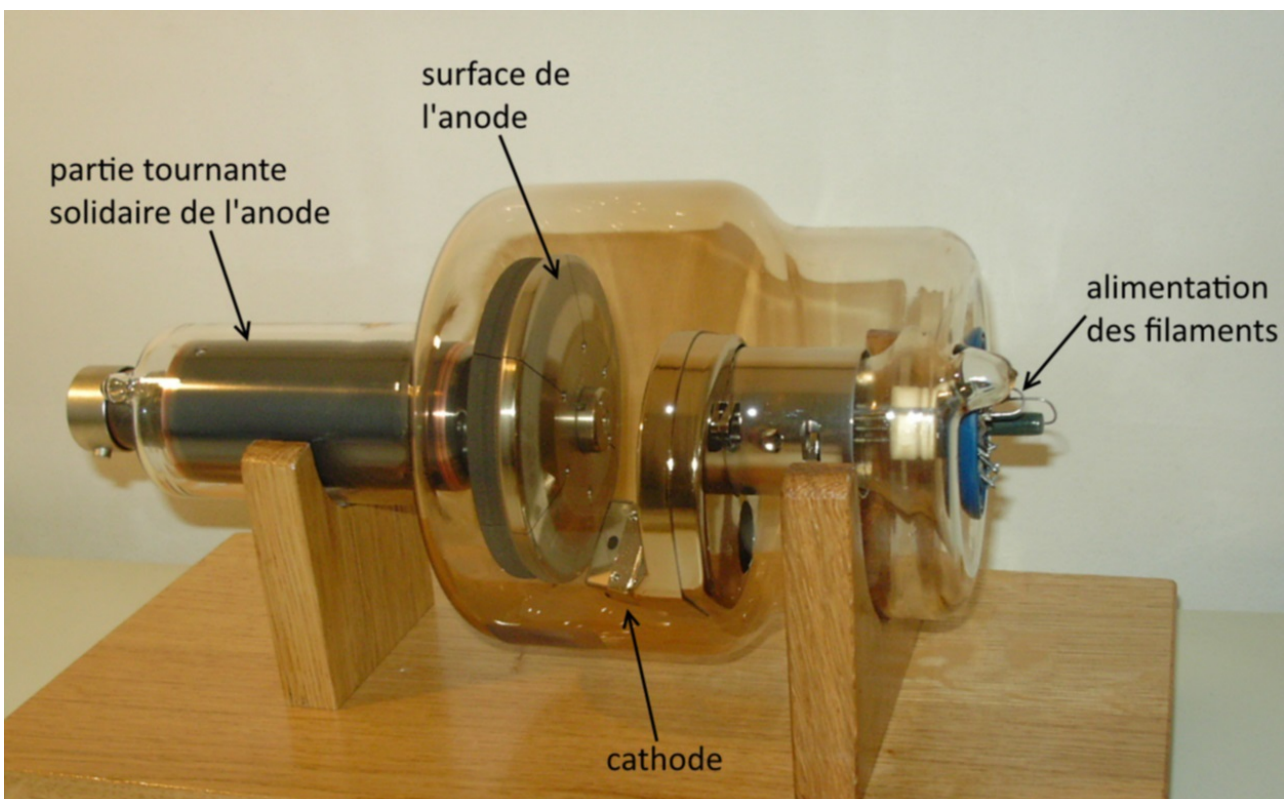


Figure 120 : Tube à anode rotative (d'après Health Physics, 2012)

Ce procédé ne fut pas très utilisé pour les appareils à rayons X dentaires mais plutôt dans des appareils tomographiques céphalométriques, car ils produisaient des radiations plus importantes.

Avec le courant alternatif, les électrons n'avaient pas toujours la même énergie, il fallait donc trouver un système qui permettait de produire des rayons X avec une énergie constante.

1.3. Le tube à « action de grille »

L'énergie des rayons X est fonction de la vitesse des électrons, elle-même dépendante de la différence de potentiel. En courant alternatif, cette différence de potentiel varie de façon continue.

Il fallait donc inventer un système permettant au tube de ne fonctionner que pour des valeurs maximales de cette différence de potentiel. Cela fut réalisé grâce au **tube à « action de grille »**. Dans ce tube, une grille polarisée en fonction de la haute tension s'interposait sur le faisceau d'électrons. Cette grille était alimentée en phase de sorte qu'elle bloquait les électrons émis par le filament jusqu'à une certaine valeur positive de la haute tension.

Ce dispositif permettait ainsi de supprimer les rayons mous (rayons X de faibles énergies) qui sont plus facilement absorbés et donc néfastes pour le corps humain (Schmidt, 1990).

1.4. Le tube de Coolidge dentaire

Il résultait d'une modification du tube de Coolidge et se différençait de celui-ci par une cathode qui était située perpendiculairement à l'anticathode (figure 121), ce dispositif était utilisé en dentisterie, car il avait l'avantage de pouvoir se placer plus près du patient.

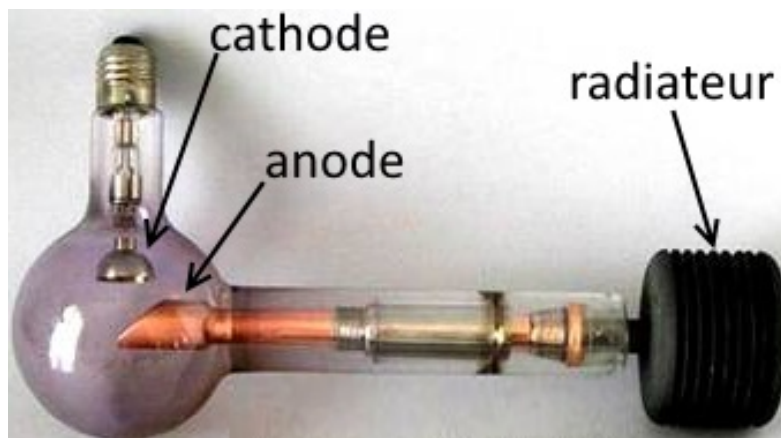


Figure 121 : Tube de Coolidge dentaire (d'après Hakim, 2014)

Avec l'idée de vouloir toujours plus optimiser les tubes, les constructeurs développèrent des systèmes de protection des câbles à haute tension et créèrent la cuve radiogène. Ces deux évolutions permirent de supprimer le danger électrique inhérent aux précédents systèmes.

2. La suppression du danger électrique

2.1. La mise sous protection des câbles à haute tension

Un des plus gros problèmes des premiers appareils était la non-protection des fils haute tension. En effet, ces câbles étaient complètement visibles, le risque d'électrocution ou d'incendie était donc important.

Les câbles furent partiellement puis complètement blindés et les éléments métalliques furent reliés à la terre et complètement isolés (figure 122).



Figure 122 : Appareil avec fil anodique blindé vers 1925 (Health Physics, 2012)

Le modèle Thwaites de *Harry Bosworth Company* commercialisé en 1919 avait la particularité de ne présenter aucun fil à haute tension apparent. L'ensemble des éléments était contenu dans un boîtier plutôt exotique (figure 123 A) (SFHAD, 2008).

Dans d'autres appareils, les câbles libres n'apparaissent qu'à une certaine hauteur du sol (figure 123 B) réduisant ainsi le risque de d'électrocution.

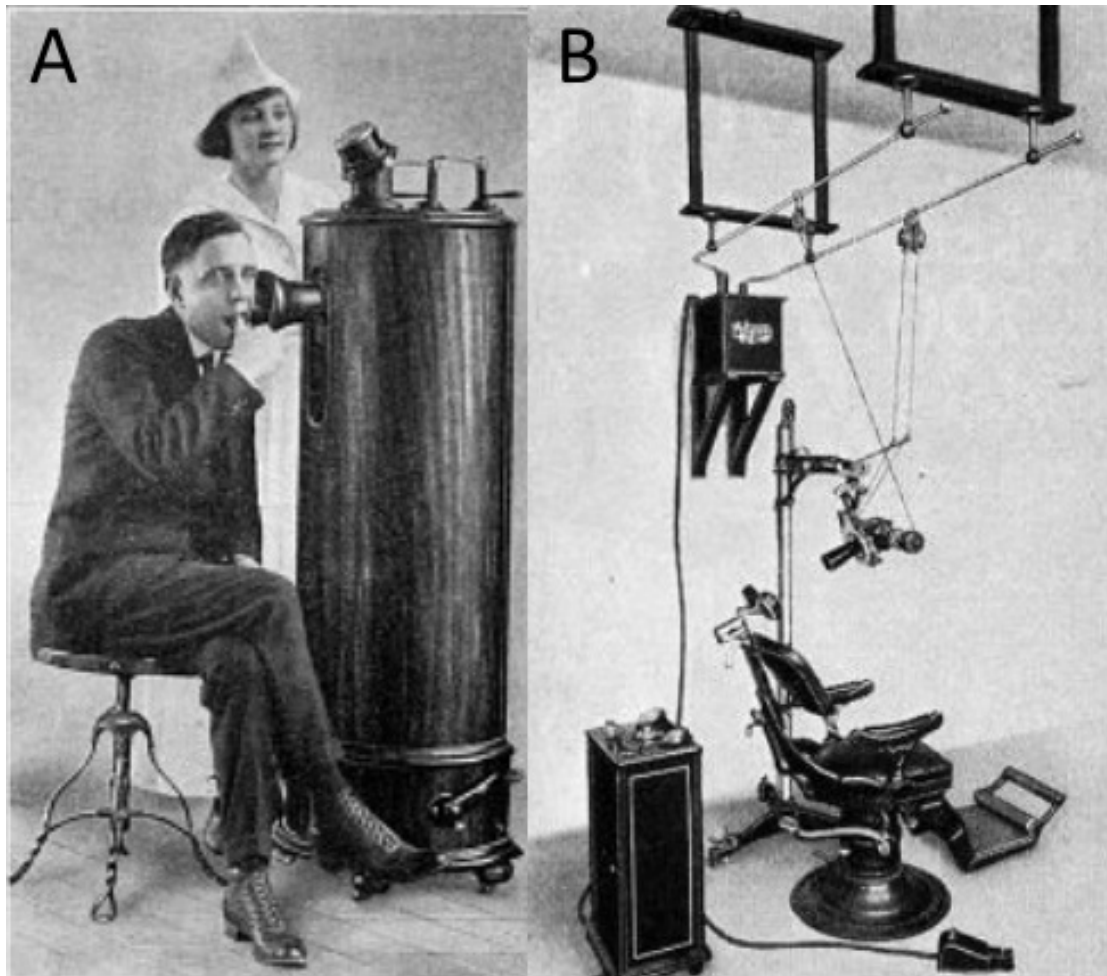


Figure 123 : modèle Twaites (A) et modèle Victor (B) (SFHAD, 2008)

Au début des années 1930, l'appareil de Philips Métalix et le modèle Héliodont (figure 124) de Siemens furent dotés de fils conducteurs isolés blindés qui pouvaient être touchés sans danger (Pierron, 1933).

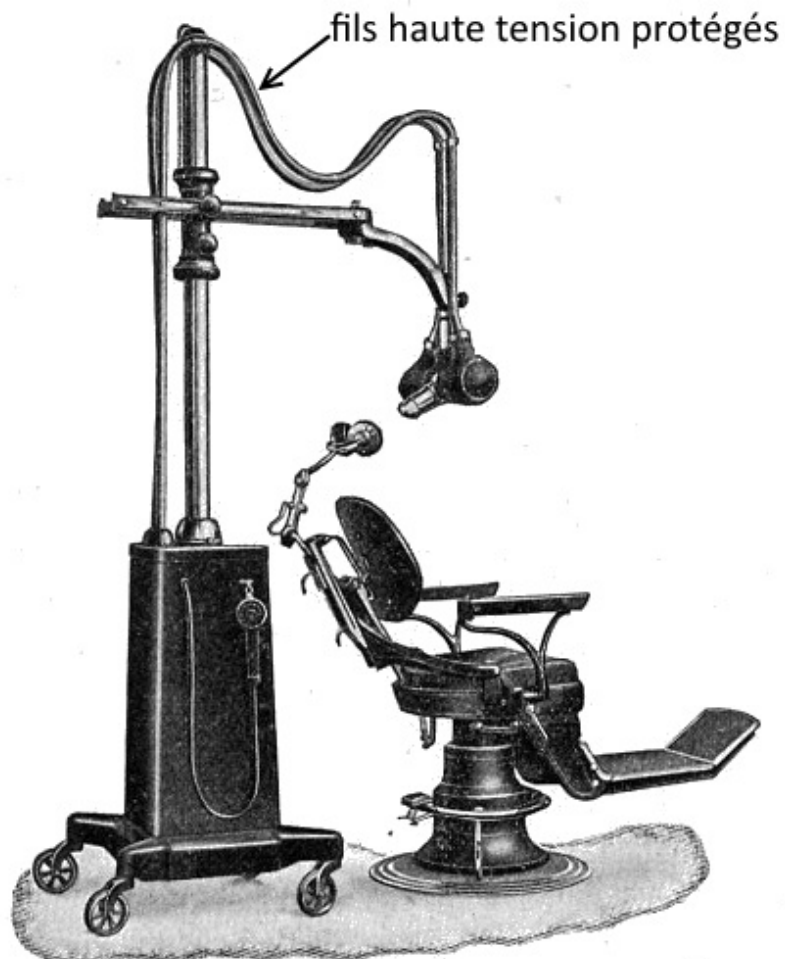


Figure 124 : Appareil de radiologie dentaire de Siemens (modèle Héliodont) (d'après Pierron, 1933)

Cette volonté de supprimer tout risque électrique sera aboutie avec la construction de la cuve radiogène.

2.2. La cuve radiogène

Dès 1919, Coolidge réalisa un appareil à usage dentaire, appelé *Shock Proof*. Cette première cuve radiogène supprimait totalement le danger électrique (figure 125).

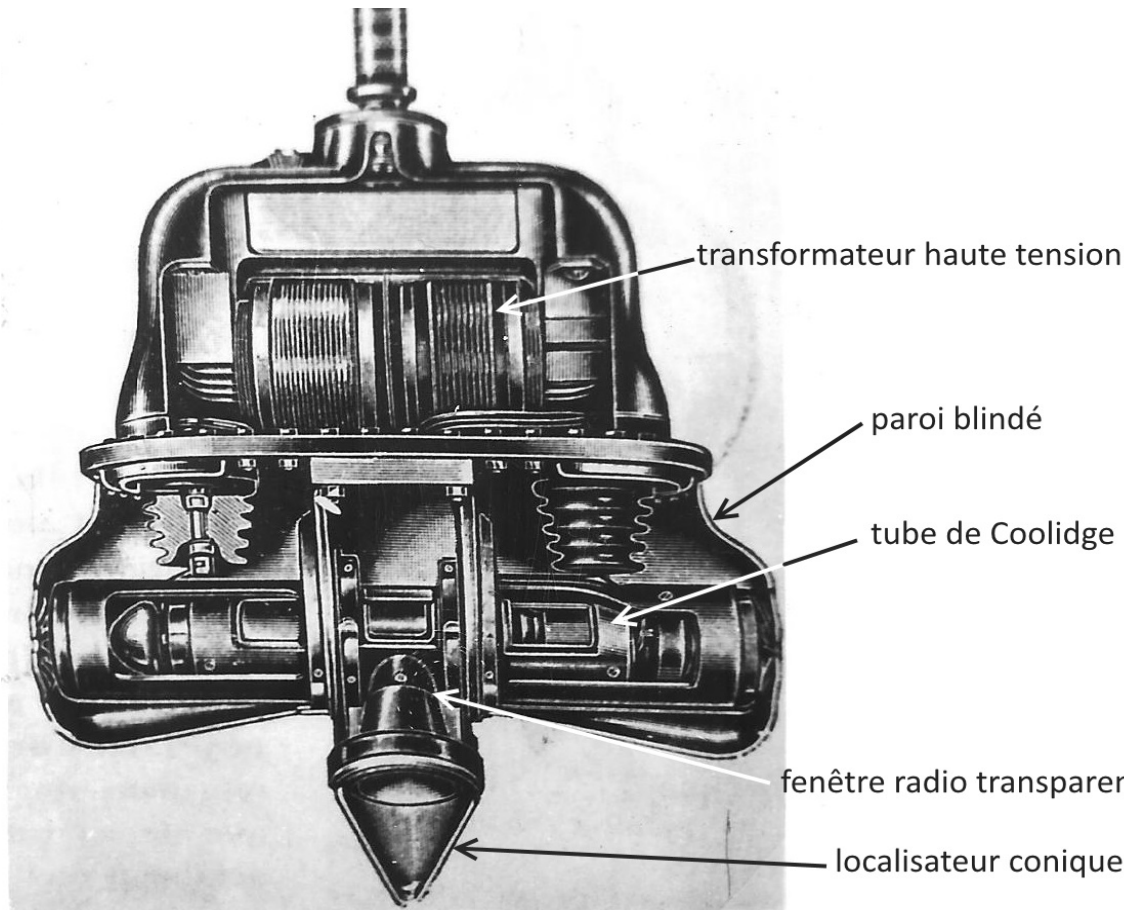


Figure 125 : Coupe d'une cuve radiogène (d'après Pellerin, 1976)

Cette évolution ne fut possible que grâce à la réduction du volume des transformateurs qui permit de réaliser des appareils beaucoup plus compacts.

La cuve radiogène était en acier doublé d'une épaisseur de 3 mm de plomb. Elle contenait le tube de Coolidge et le transformateur haute tension. Le tout trempait dans un bain d'huile ou dans une atmosphère de gaz comprimé et isolant, généralement le fréon, assurant ainsi l'isolement des pièces électriques et le refroidissement du tube. Un filtre d'aluminium éliminait le rayonnement mou au niveau de la fenêtre de la cuve et un diaphragme réduisait fortement le faisceau de rayons X.

Le tube de Coolidge, l'isolement des fils haute tension et la cuve radiogène furent une révolution dans le domaine de la radiologie, de nombreux appareils radiographiques dentaires furent conçus selon ces concepts.

En résumé :

Le tube de Coolidge, également appelé tube à cathode chaude, fut inventé en 1913 par William Coolidge. Sa particularité était de posséder un filament de tungstène au niveau de la cathode.

Le cylindre de Wehnelt permet de réduire l'angle de sortie des électrons qui peuvent alors bombarder une zone plus réduite de l'anode.

En inclinant l'angle de l'anode de 20° , on augmente l'aire focale réelle (zone où les électrons percutent la cible) tout en réduisant l'aire focale apparente (zone où sont émis les rayons X). Les rayons X sont ainsi de meilleure qualité.

Coolidge réalisa le premier tube à anode tournante en 1915. La cible avait une forme de disque qui tournait à 9000 tr/min. Les électrons frappaient des zones successives de l'anode et l'appareil pouvait ainsi fonctionner plus longtemps.

Avec le courant alternatif, l'énergie des électrons n'était pas forcément la même à chaque instant. Le tube à action de grille permettait de sélectionner seulement les électrons de haute énergie. Ce dispositif permettait alors de supprimer les rayons mous.

Le tube de Coolidge dentaire avait la particularité d'avoir une cathode qui était située perpendiculairement à l'anode. On pouvait alors placer le tube beaucoup plus près du patient.

La non-protection des fils haute tension constituait un risque élevé d'électrocution ou d'incendie. Certains trouvèrent l'idée de placer les fils à l'intérieur d'une boîte (modèle Thwaites de *Harry Bosworth Company* commercialisé en 1919), d'autres de placer les fils haute tension en hauteur, ou d'autres de protéger ces fils dans des gaines blindées qui pouvaient être touchées sans danger (modèle Heliodont de Siemens).

La cuve radiogène permettait de placer tous les éléments essentiels (transformateur, tube de Coolidge, etc) à l'intérieur d'une cuve de plomb contenant de l'huile ou gaz isolant. Ce dispositif résolvait le problème électrique ainsi que l'émission de radiations dans toutes les directions. Les appareils radiographiques pouvaient être alors manipulés sans risque.

3. Les premiers appareils dentaires modernes

3.1. Les modèles CDX

Le **premier modèle de cuve radiogène** fut présenté en septembre 1921 à l'*American Röntgen Society* sous le nom de CDX (*Coolidge Dental X-rays Unit*) et commercialisé en 1923 par *Victor X-Rays Corporation* (figure 126), firme qui sera rachetée plus tard par *General Electric* (Bertrand, 1935).



Figure 126 : Le modèle CDX monté sur un Unit (Glenner, 1984)

Le CDX fournissait une tension de 45 kV et un ampérage de 10 mA avec une pénétration des rayons à 7,5 cm. Les bras, dits « compensés », permettaient d'immobiliser la cuve dans n'importe quelle position sans nécessiter de dispositif de blocage, simplifiant considérablement l'usage de l'appareil. Ces appareils CDX très novateurs n'empêchèrent pas la commercialisation des appareils à tube de Coolidge apparent jusqu'aux années 1940 (Pilon, 1939).

L'apparition de la cuve radiogène de production française fut tardive, ce n'est qu'en 1945 que la société Dentifaire commercialisa le Graphex (Pellerin, 1976).

Ces composants beaucoup plus compacts et plus légers aboutirent à l'élaboration d'un appareil qui pouvait s'adapter sur un bras mural dans les années 1925 (figure 127).



Figure 127 : Le modèle CDX mural (SFHAD, 2008)

Ensuite, en 1933 *General Electric* présenta une nouvelle version perfectionnée, le CDX modèle E (figure 128) avec des améliorations qui concernaient :

- la puissance qui fut augmentée ;
- la qualité des bras articulés ;
- l'adjonction d'un régulateur de tension ;
- le nouveau design.

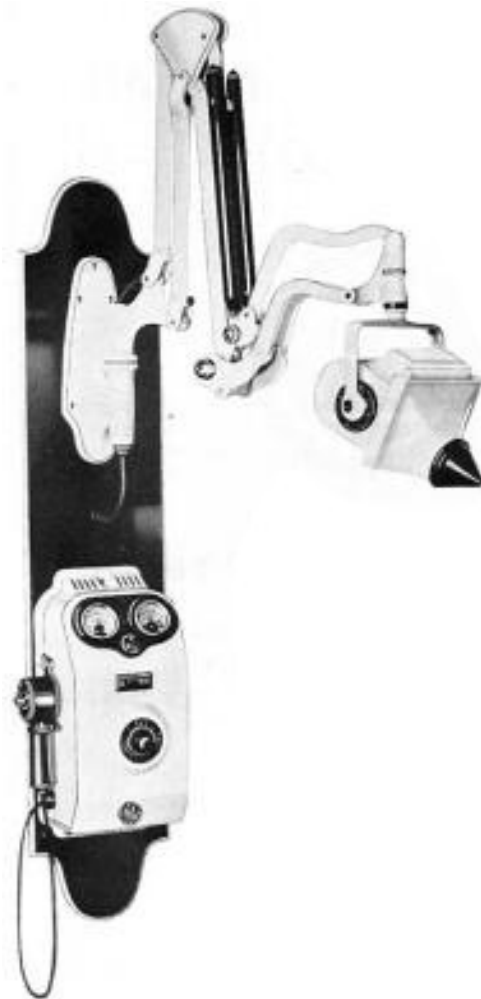


Figure 128 : Le modèle CDX-E (SFHAD, 2008)

3.2. Le Metallix

En 1925, le professeur Bouwers, ingénieur chez Philips, construisit un tube à rayons X cylindrique miniature, le Metallix (figure 129 et 130). Il comprenait une boîte métallique reliée à la terre avec une fenêtre en verre sur un côté. Une couche de plomb recouvrait l'appareil de sorte que les rayons X ne pouvaient quitter le tube que par la fenêtre en verre. Cela protégeait le patient et le praticien contre les rayonnements dangereux inutiles à la création de l'image. La tension utilisée était de 50kV pour un ampérage de 6,5 mA (Hofman, 2010).



**Figure 129 : Le tube Metallix
(Philips Historical Products, 2013)**



**Figure 130 : Appareil Métallix
(InventingEurope, 2014)**

La prochaine étape dans le développement du Metallix fut le blindage des câbles à haute tension. Le Metallix Junior (figure 131 et 132) était le premier à pouvoir être portatif. Il était livré dans une valise qui pouvait stocker le tube à rayons X, les câbles, le support du tube pliable, le transformateur électrique et la cassette du tube. La tension était réglée à 60 kV et l'ampérage à 5 mA. Le Metallix Junior fut présenté lors du Congrès International de Radiologie à Stockholm en juin 1928 (Hofman, 2010).



Figure 131 : Annonce pour la première machine portable à rayons X (Nahum, 2009)

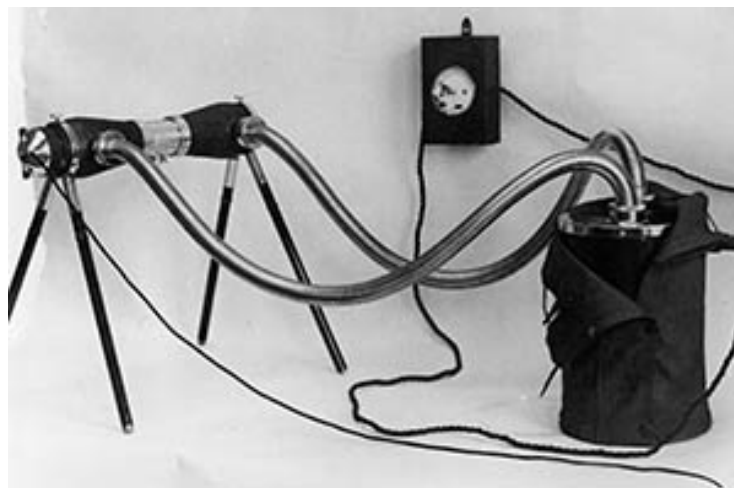


Figure 132 : Le Metallix Junior (Philips Historical Products, 2013)

En 1929, les Établissements Gaiffe-Gallot et Pillon (= Compagnie Générale de Radiologie) présenta son premier appareil radiologique de type cuve radiogène : le modèle Micro-Securix (figure 133) largement inspiré du Metallix Junior en ayant lui aussi la particularité d'être portatif. Pour les cabinets dentaires, l'ampérage était de 12 mA. Les services militaires en seront également dotés (Findeling, 1985).



Figure 133 : Appareil Microsecurix CGR (The Belgian Museum of Radiology, 2014)

Le tube Metallix s'améliora ensuite en utilisant le principe de l'anode tournante, le Rotalix vit ainsi le jour.

3.3. Le Rotalix

Pour produire des images suffisamment précises et riches en contraste, le foyer devait avoir une capacité de charge élevée et cela était devenu un facteur limitant. Le Pr Bouwers et son équipe étudièrent le problème et se rendirent compte que la capacité de charge pouvait être considérablement améliorée en utilisant une **anode tournante** dans laquelle la charge de chaleur pouvait être étalée sur une zone en forme d'anneau. Le tube Rotalix (figure 134), premier tube à rayons X à anode tournante de chez Philips, fut introduit en 1929 et pouvait tourner à 2800 tr/min (Hofman, 2010).

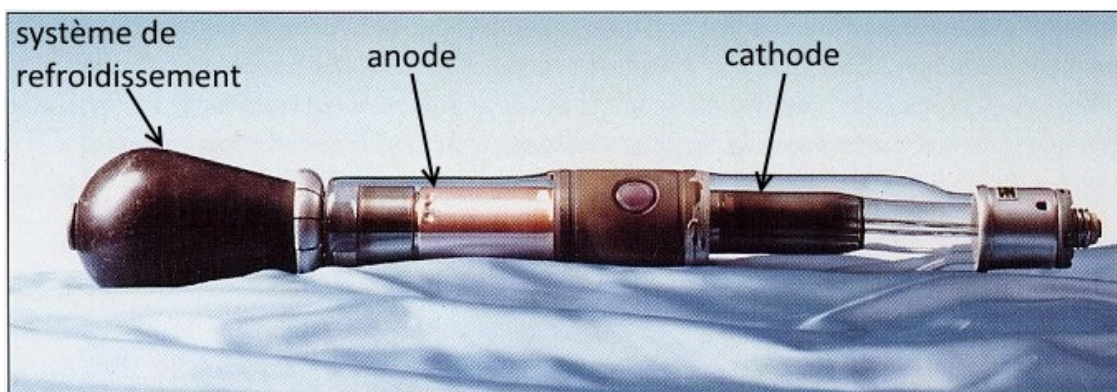


Figure 134 : Le tube à anode rotative de Bouwers en 1929 (SFHAD, 2008)

Ce tube de verre entouré par de l'huile, était enfermé dans un boîtier métallique (figure 135).



Figure 135 : Publicité de 1935 pour un tube à anode tournante (Nahum, 2009)

3.4. Le système Ritter avec cuve radiogène

Les appareils Ritter de fabrication allemande et américaine (Dual X) se distinguèrent de leurs concurrents par la conception de tubes de Coolidge associés à une cuve radiogène à **refroidissement par air** (figure 136).



**Figure 136: Ritter Model en 1935
(Shrader Electronics, 2014)**

3.5. L'Héliosphère de Siemens

En 1935, Siemens concurrença le modèle CDX avec l'Héliosphère (figure 137 et 138). L'appareil avait la particularité de posséder le tube radiogène ainsi que tous les autres composants dans une **sphère métallique**. Plus de 20 000 appareils furent vendus à travers le monde jusqu'en 1952. Ce système protégeait de tout risque d'électrocution (Science Museum Group, 2014).



Figure 137 : L'Héliosphère de Siemens (Siemens, 1948)



Figure 138 : L'Héliosphère de Siemens (Pritchard, 2014)

3.6. L'Oralix

Le premier prototype de l'Oralix fut présenté en 1937 à Chicago. À cause des problèmes de conception et de la Seconde Guerre mondiale, il faudra attendre l'année 1947 pour voir apparaître les premiers modèles Oralix (figure 139).

Les modèles Oralix s'améliorèrent avec un **dispositif à foyer linéaire** : la cathode était équipée d'une pièce de concentration, l'anode inclinée à 20° donnait une surface focale apparente très faible d'où une diminution du flou.

L'étrier pouvait pivoter de 90° autour de son axe horizontal. La poignée de manœuvre était dans le prolongement du faisceau, facilitant ainsi le positionnement de l'appareil. Un diaphragme à quatre ouvertures ajustait le faisceau de rayons X aux différents formats de film utilisés. Cet appareil fut l'un des plus vendus jusqu'aux années 1960 en raison de son poids inférieur à 5 kg et de sa maniabilité (Wuerhmann, 1963).

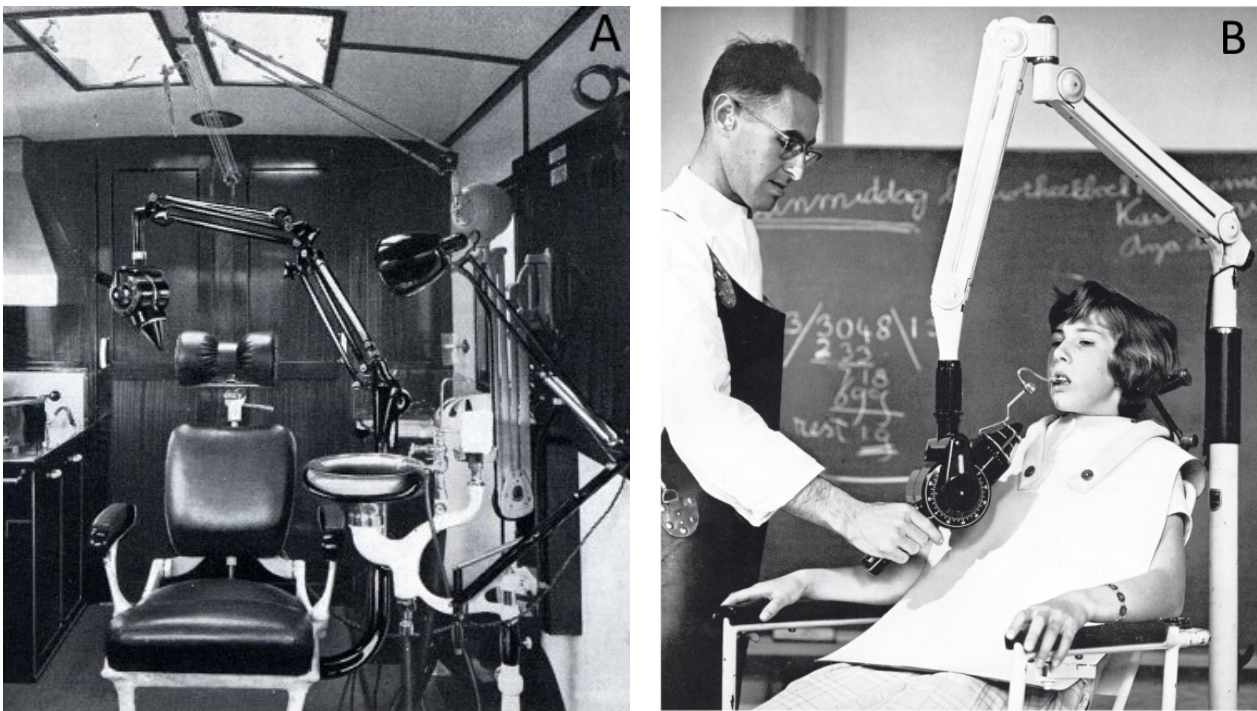


Figure 139 : Deux version du Oralix de Philips en 1947 (A) (Bertrand et coll, 1950) et en 1961 (B) (Edeler et coll, 2012)

4. L'appareil actuel de radiologie intra-orale

Aujourd'hui, les caractéristiques des appareils de radiologie conventionnelle n'ont pas fondamentalement changé.

L'évolution s'est faite principalement par l'ajout d'accessoires facilitant ou améliorant leur utilisation. La plupart des appareils possède une commande à distance et des paramètres d'exposition préprogrammés pour l'étude de l'ensemble de la denture temporaire ou définitive. Il est possible de sélectionner ainsi manuellement les paramètres d'exposition (tension, ampérage et temps d'exposition). En général l'appareil propose de sélectionner une tension de 60 ou 70 kV, pour avoir une image plus ou moins contrastée, et donc d'affiner le diagnostic.

Certains appareils peuvent différencier le type de récepteurs (argentique ou numérique) ce qui a pour effet de réduire l'ampérage de moitié pour le numérique, diminuant ainsi l'exposition aux rayons X pour le patient.

Avec un bras articulé extrêmement stable et facile à manipuler, l'appareil de radiologie se positionne rapidement. La stabilité est le résultat d'un mécanisme d'anti-glissement intégré au bras articulé (Carestream, 2009).

En résumé :

La cuve radiogène, également inventé par Coolidge, supprimait totalement le risque électrique et contenait dans un seul boîtier tous les éléments nécessaires au bon fonctionnement de l'appareil.

En 1921, le CDX (*Coolidge Dental X-rays Unit*) fut la **première cuve radiogène** à être commercialisée.

En 1925, Bouwers, ingénieur chez *Philips*, fabriqua le Metallix qui reçut, par la suite, de nombreuses évolutions comme le Metallix Junior qui avait la particularité d'être **portatif**.

En 1929, le Rotalix fut introduit, il avait la particularité de posséder une **anode rotative**.

En 1934, le modèle Ritter se distinguait de ses concurrents avec sa cuve radiogène à **refroidissement par air**.

En 1935, l'Héliosphère avait une forme assez atypique (**tête sphérique**) comparé aux autres modèles de cuve radiogène.

La production de cuve radiogène de production française fut tardive, ce n'est qu'en 1945 que la société Dentifaire commercialisa le Graphex.

En 1947, l'Oralix fut un des modèles les plus appréciés du fait de son excellente maniabilité et fut l'un des plus vendus jusqu'aux années 1960.

Partie 5

La stéréoradiographie

1. Historique

La stéréoradiographie fut pratiquement née avec les premières radiographies, le principe était déjà connu dans le domaine de la photographie. Foveau de Courmelles construisit une **ampoule spéciale à double foyer en 1897** afin de réaliser ce type de radiographie (figure 140).

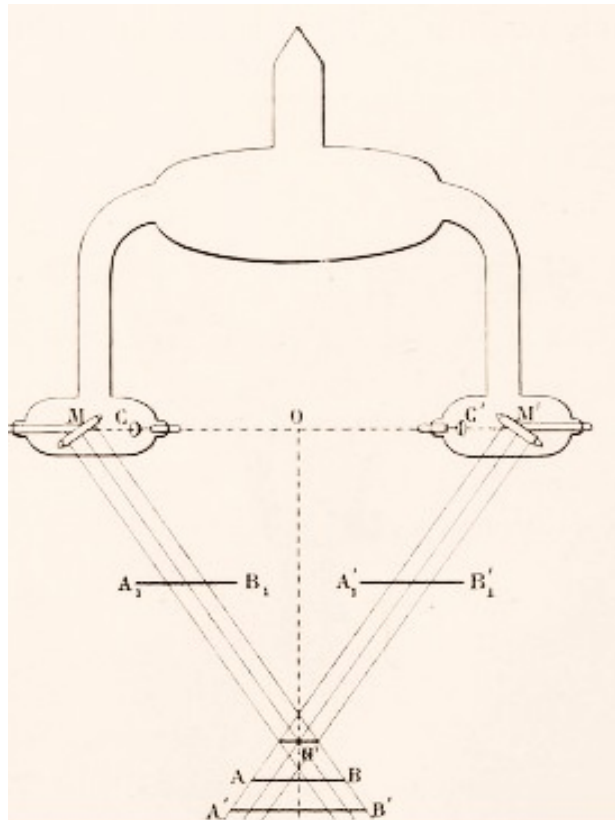


Figure 140 : Ampoule double (Foveau de Courmelles, 1897)

La stéréoradiographie fut très **utilisée pour la localisation des corps étrangers** durant le conflit 1914-1918, mais son utilisation sera progressivement réduite, notamment à cause de l'apparition des tomographies dans les années 1930 (Henrard, 1907).

La stéréoradiographie possédait deux inconvénients majeurs :

- la vision stéréoscopique n'était pas innée et un certain nombre d'observateurs ne voyaient pas le relief sans apprentissage, certains ne le percevaient même jamais.
- Les images stéréoscopiques étaient virtuelles donc les renseignements apportés par la méthode étaient difficilement communicables (Collardeau, 1902).

2. Principe

La vision stéréoscopique est responsable du sens du relief en vision rapprochée.

Elle repose sur deux théories complémentaires :

- la convergence des yeux (effet téléométrique) : la tension des muscles oculaires renseigne le cerveau sur la position des objets observés ;
- la différence des images rétiniennes homologues permet une sensation de relief d'ensemble (Wald, 1929).

Deux radiographies successives étaient prises en décalant le tube du 1/10 de la distance focale ceci par translation pour les radiographies de grandes dimensions (téléradiographies) ou par déplacement du focus ou de l'objet sur un arc de cercle pour les petites radiographies intra-orales (figure 141) (Ennis, 1949).

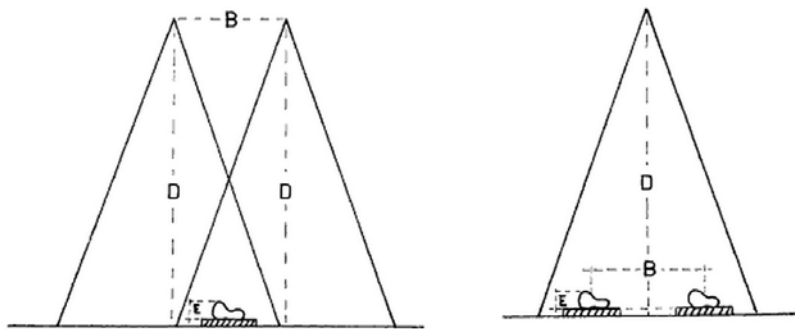


Figure 141 : Stéréoradiographie: à gauche avec déplacement du tube, à droite avec déplacement de l'objet, D = distance focale, B = distance de translation (Loose, 1960)

La lecture du double cliché se faisait à l'aide d'un **stéréoscope** (figure 142, 143, 144) (Henrard, 1903).

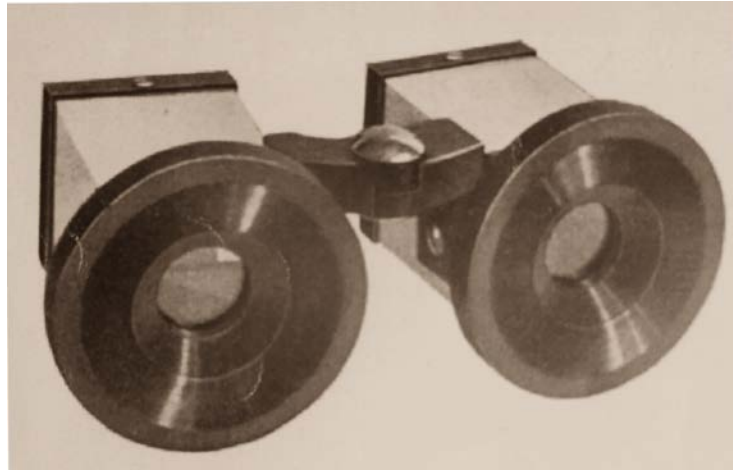


Figure 142 : Lunettes stéréoscopiques (Kells, 1912)

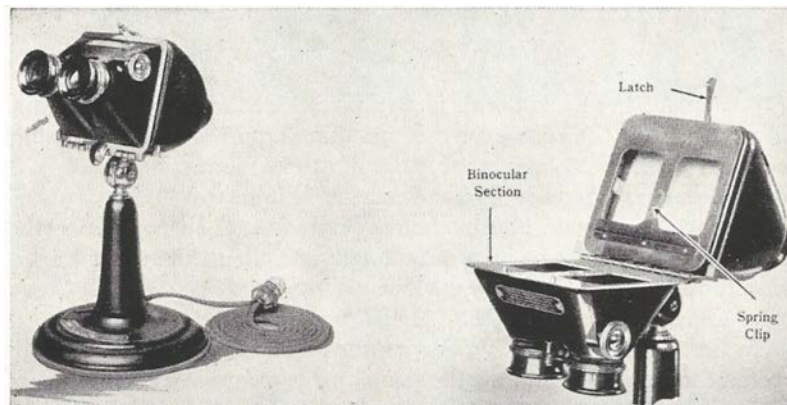


Figure 143 : Stéréoscope de Ritter (McCall, 1957)

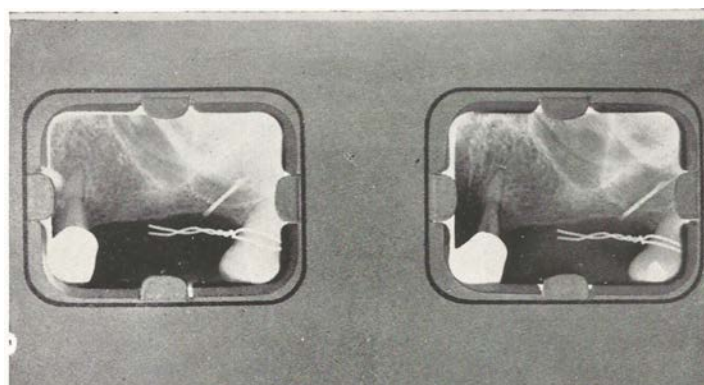


Figure 144 : Films réalisés stéréoscopiquement et montés (McCall, 1957)

Partie 6

La radiologie panoramique

1. Introduction

La radiologie panoramique est une technique qui produit une image globale des mâchoires et de leurs dentures respectives sur un seul film radiographique. Le développement de l'équipement de radiologie panoramique représenta une innovation majeure dans le domaine de l'imagerie dentaire (Hillemand et coll, 1953).

Dès le début du XX^e siècle, de nombreux chercheurs travaillèrent à obtenir une vue complète des maxillaires sur une seule radiographie. Charles Godon, directeur de l'École dentaire de Paris, obtint en 1898 une radiographie complète de mandibule, en prenant puis réunissant trois clichés adjacents de cette même mandibule (figure 145) (Godon et coll, 1898).



Figure 145: Radiographie du squelette d'une mâchoire inférieure prise en 3 fragments réunis par la suite (Amoëdo, 1898)

Les recherches aboutiront à deux techniques :

- l'une utilisant une source intra-orale avec un film extra-oral. Ce fut la méthode étudiée par Bouchacourt en 1938 avec une anode intra-orale (Buchet et coll, 1972) ;
- et l'autre technique utilisant une source et un film extra-oraux. Cette méthode vit le jour à Helsinki en 1949 avec Paatero.

2. Les débuts : radiographie panoramique avec source intra-orale

2.1. Historique

Bouchacourt, Foveau de Courmelles et Darmezine furent les premiers à avoir proposé la possibilité d'utiliser une source de radiation intra-orale pour l'imagerie des maxillaires dès 1898. Elle prit alors le nom d'endodiascopie et s'utilisa avec un écran souple. Elle se développera peu, car les dangers électriques n'étaient pas encore résolus (cf Partie 2 Chapitre 4.12) (Bouchacourt, 1899).

Avec la gestion des fils à haute tension, ce concept ne sera finalement développé qu'un demi-siècle plus tard en 1943, par la société allemande Koch et Sterzel qui déposa un brevet pour ce type d'appareil panoramique avec source de rayons X intra-orale (figure 146) (Rushton et coll, 2006).

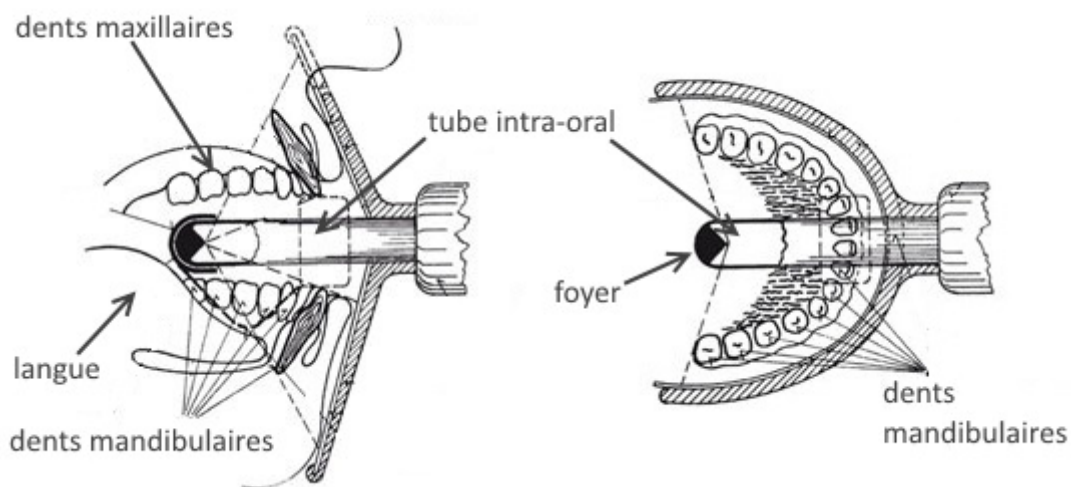


Figure 146 : Brevet délivré par Koch et Sterzel (d'après Rushton et coll, 2006)

Ce type d'appareillage subit plusieurs améliorations en se centrant sur le confort du patient. Cependant, la source de rayons X étant très proche des dents, les problèmes de distorsions géométriques s'étaient avérés insurmontables. Mais surtout, le niveau de dose délivré par ce type d'équipement était relativement élevé, ce qui aboutit à une législation au Royaume-Uni qui recommanda son retrait sur le marché dans les années 1950 (Rushton et coll, 2006).

2.2. Principe

La source radiogène, de petite taille et possédant un foyer très fin (0,10 à 0,15 mm) était introduite dans la bouche au niveau des deuxièmes molaires, un film sans écran (ou une cassette souple) était appliqué sur le visage du patient (figure 147).



Figure 147 : Status X en cours d'utilisation (Cavezian et coll, 2006)

Le générateur fournissait une tension de 40 à 80 kV pour un ampérage de 0,5 à 1 mA. On radiographiait successivement chaque arcade par une ouverture de champ de 270° et un temps de pose de 0,05 à 2 secondes selon les appareils (Cavezian et coll, 2006).

Les avantages d'un tel procédé étaient :

- la simplicité technique de l'appareillage ;
- la finesse des foyers et la faible distance objet-film permettant d'avoir un flou géométrique minime.

Les inconvénients étaient :

- une représentation séparée du maxillaire et de la mandibule ;
- l'impossibilité de représenter l'ensemble d'un maxillaire sans déformation ; la forme parabolique de la mandibule ne permettait pas de placer le foyer au niveau d'un centre de courbure unique ; il en résultait une projection oblique de certaines structures, d'où la superposition des images des dents postérieures (figure 148) ;

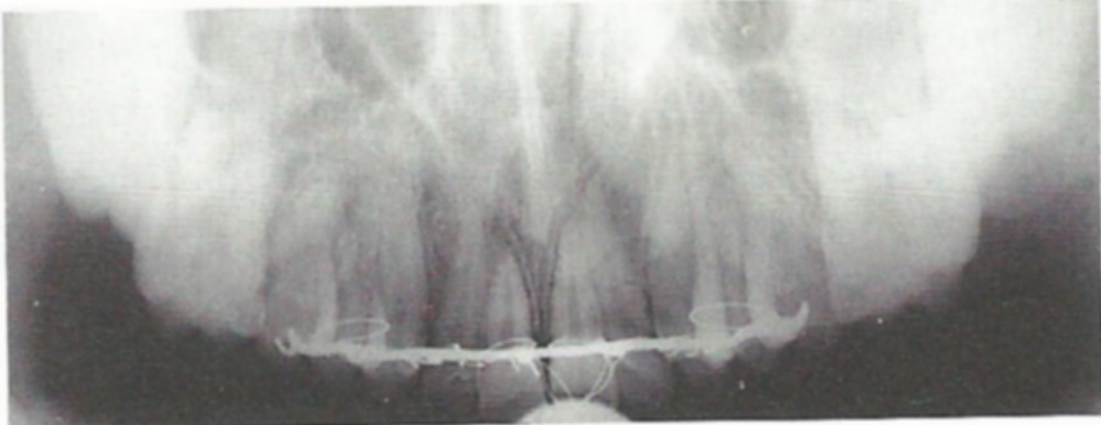


Figure 148 : Status X, cliché du maxillaire (Cavezian et coll, 2006)

- la nécessité de réaliser plusieurs projections en positionnant chaque fois le foyer de façon adéquate en fonction de l'élément à représenter (figure 149).

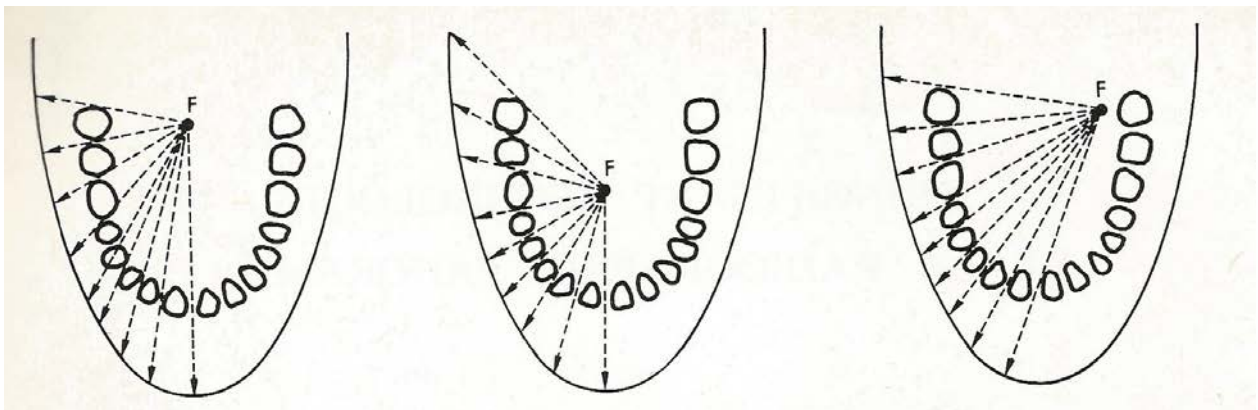


Figure 149 : Trois positions du tube intra-oral et directions correspondantes du faisceau (Laudenbach et coll, 1982)

- les muqueuses orales, notamment la muqueuse linguale, étaient inutilement exposées aux radiations (Laudenbach et coll, 1982).

Durant une pose, la dose d'irradiation maximale dans la région la plus exposée était de 12 à 20 mSv au niveau de la muqueuse du palais et de 9 à 15 mSv pour la muqueuse linguale en contact avec le tube (Laudenbach et coll, 1982).

2.3. Les appareils panoramiques avec source intra-orale

2.3.1. Panoramix

Le Panoramix (figure 150) fut développé par la société Koch et Sterzel en 1943 (date de dépôt du brevet). En raison de la Seconde Guerre mondiale, il ne sera vendu qu'à partir de 1954 par la société Comet. L'appareil travaillait sous une tension de 40 à 80 kV par paliers de 5 kV et avec 0,5 mA d'intensité. L'exposition était de 0,6 à 2 secondes (Van Aken, 1966).



Figure 150 : Appareil de radiologie panoramique : le Panoramix (Laudenbach et coll, 1977)

2.3.2. Status X

Largement inspiré du Panoramix, le Status X (figure 151) de Siemens, commercialisé à partir de 1955, possédait un tube radiogène plus récent. Il était composé d'un fauteuil relié au caisson contenant les transformateurs. L'anode était intra-orale, le patient maintenait le film au contact de sa joue. Le bras réglable supportant le tube, était fixé sur la partie supérieure de ce caisson (Jensen, 1983).

Quand elle n'était pas utilisée, l'électrode buccale était protégée par un couvercle. Un dispositif placé en bouche permettait de protéger la mandibule de toute irradiation directe pendant l'exposition du maxillaire et inversement. Le tube travaillait sous une tension de 50 kV et un courant de 1 mA. Le temps d'exposition était de 0,2 à 0,3 seconde en 14 paliers (Jon Goldberg, 1978).

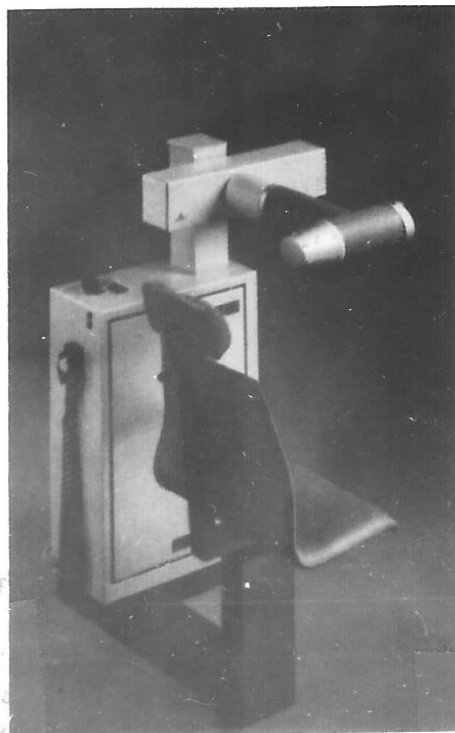


Figure 151 : Status X (Siemens, 1948)

2.3.3. Panograph

Blackman, en collaboration avec Watson's développa le Panograph en 1956 (Mason, 2002).

Le Panograph (figure 152 A) utilisait une anode en forme de cône qui se situait à l'extrémité d'une fine tige avec un foyer (la source du faisceau de rayons X) extrêmement petit (environ 0,1 mm) comparé aux appareillages conventionnels (de l'ordre du millimètre). Le foyer était au centre du rayon de courbure de l'élément anatomique radiographié (maxillaire, mandibule ou articulation temporo-mandibulaire), en général placé au niveau des deuxième molaires. Le patient tenait le film, bien plaqué contre son visage (figure 152 B) (Sakoh, 1989).

L'anode, par sa forme pyramidale, émettait un faisceau de rayons X couvrant 260°. La puissance utilisée était généralement de 40 à 80 kV et de 0,5 à 1 mA avec un temps d'exposition de 0,4 seconde (Rushton et coll, 2006).

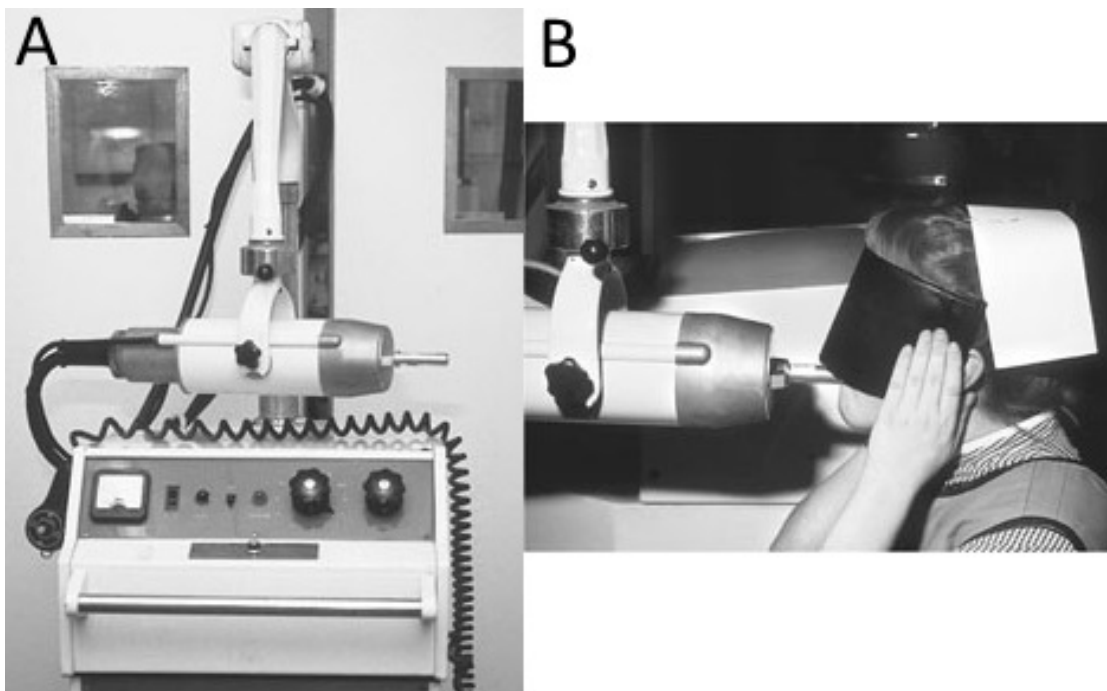


Figure 152 : Panograph (A) et patient positionné avec l'anode en bouche et le film placé sur la face (B) (Rushton et coll, 2006)

Cependant cet appareil, et les appareils panoramiques intra-oraux, ne connaîtront jamais de réel succès. En effet, les muqueuses orales étaient exposées inutilement aux rayonnements. Le Dr Blackman écrivit un article, en mars 1957, sur les dangers des rayonnements ionisants en radiologie dentaire, soulignant la nécessité de limiter les doses (Blackman, 1959).

L'apparition de l'orthopantomographie avec film et source extraoraux constitua une véritable avancée

3. Le développement de l'orthopantomographie : radiographie panoramique avec source et film extra-oraux

3.1. Historique

En 1922, Bocage déposa le brevet d'une technique dite « sectionnelle » qui discriminait plan par plan les structures anatomiques : ce fut la naissance de la tomographie. Le praticien pouvait alors avoir une vision en deux dimensions des mâchoires et des structures dentaires sur une seule radiographie (Bocage, 1922).

En 1933, le Dr **Numata** (figure 153 A) fut le premier à proposer et à expérimenter la méthode de radiographie panoramique rotationnelle. Numata plaça un film flexible entre les dents et la langue sur toute la longueur de la mandibule et il utilisa un tube qui pivotait autour de la tête du patient qui devait rester immobile (figure 154 B) (Langland, 1989).

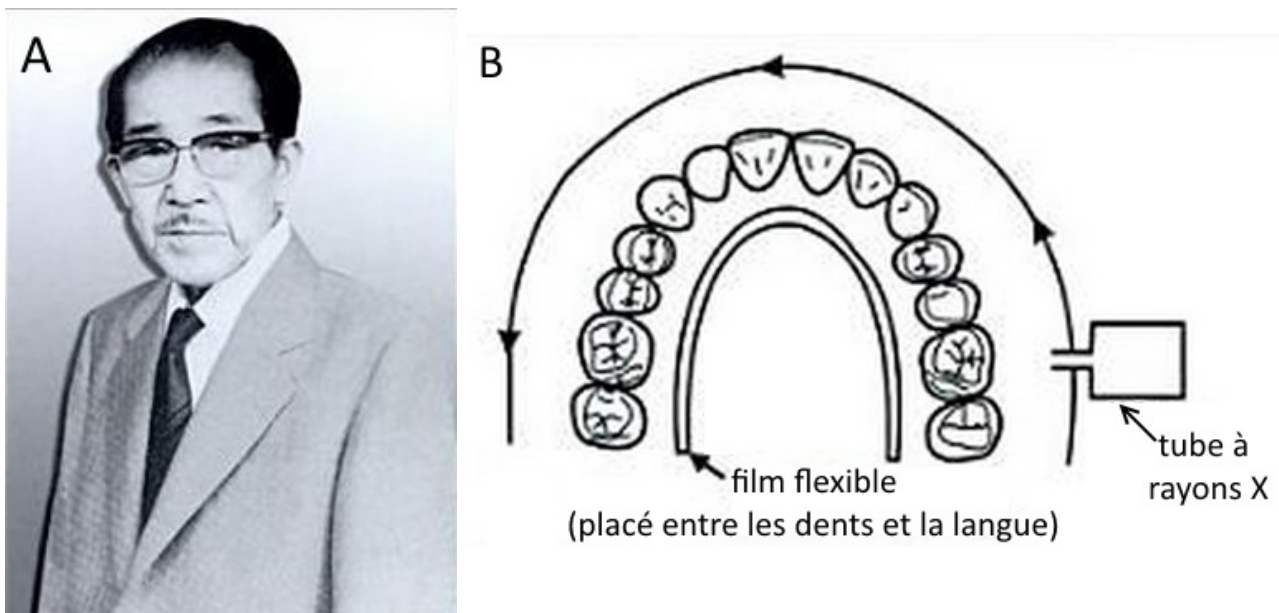


Figure 153 : Dr Numata (A) et sa technique de panoramique (B) (d'après Karjodkar, 2006)

Malgré la bonne qualité des radiographies obtenue par cette méthode, le fait de placer ce film de grande taille dans la bouche du patient était assez gênant et on ne pouvait obtenir une image que d'une seule des deux mâchoires. Cette méthode évolua avec le concept de Paatero.

Douze ans plus tard, en 1946, le Dr **Paatero** (figure 154) de l'Institut de Dentisterie, de l'Université d'Helsinki en Finlande, proposa et expérimenta sa méthode de radiographie panoramique pour les structures dentaires arquées : le Pantomograph (Paatero, 1949).

Il est considéré comme le **père de la radiologie panoramique**.



Figure 154 : Dr Paatero Y.V. (Karjodkar, 2006)

Paatero développa deux procédés de radiographie panoramique :

- le 1^{er} procédé où la source de rayons X était fixe et le patient en rotation;
- le 2^e procédé où le patient était immobile et la source de rayons X en rotation (Laudenbach 1977).

La réalisation des appareils panoramiques devait tenir aussi compte de la forme elliptique des arcades dentaires. En effet, les arcades dentaires ont une forme elliptique et il fallait donc trouver un moyen pour ne pas avoir de déformation au niveau de l'image. Ainsi, l'évolution des appareils d'orthopantomographie se fera avec une augmentation du nombre de centres de rotation.

3.2. Principe

L'orthopantomogramme, ou panoramique dentaire, permet de montrer sur un seul film, au prix d'une faible exposition, l'image des arcades d'une articulation temporo-mandibulaire à l'autre.

Il fallait que deux des trois éléments suivants : le tube à rayons X, la cassette ou le patient aient un mouvement simultané, de sens contraire et que l'axe de rotation soit situé dans le plan de l'élément à radiographier. Tous les points, se trouvant dans ce plan, avaient une image stationnaire sur le film et apparaissaient ainsi nets sur le film (figure 155). Les autres points, situés en avant ou en arrière de ce plan, étaient flous (Cavezian et coll, 2006).

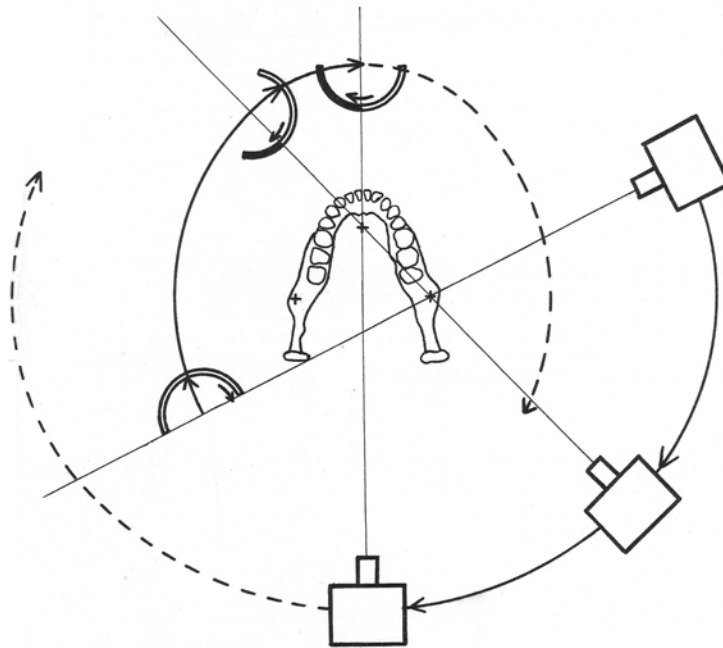


Figure 155 : Schéma de l'OPT d'après Paatero (Laudenbach et coll, 1982)

Le Dr Numata et le Dr Paatero furent les pionniers de l'orthopantomographie.

3.3. Les appareils d'orthopantomographie avec source de rayons X fixe : le Pantomograph et le Rotagraph

Le **Pantomograph** fut le **1^{er} appareil d'orthopantomographie** développé par Paatero, en 1950. Il différait des appareils panoramiques que nous utilisons actuellement, car le fonctionnement était celui basé selon le 1^{er} procédé de Paatero, **la source de rayons X était immobile tandis que le patient et le film étaient en rotation** (Niay, 1956).

Vers le milieu des années 1950, Sydney Blackman, consultant radiologue de l'hôpital *Royal Dental* développa, avec l'aide de la société Watson's, le Rotagraph (figure 156), un des premiers appareils panoramiques en concurrence avec le Pantomograph. Le Rotagraph possédait un seul axe de rotation, localisé au milieu de l'ellipse formée par les arcades dentaires. Compte tenu de l'axe unique de rotation, la région prémolaire présentait, sur l'image, des chevauchements (Mason, 2002).

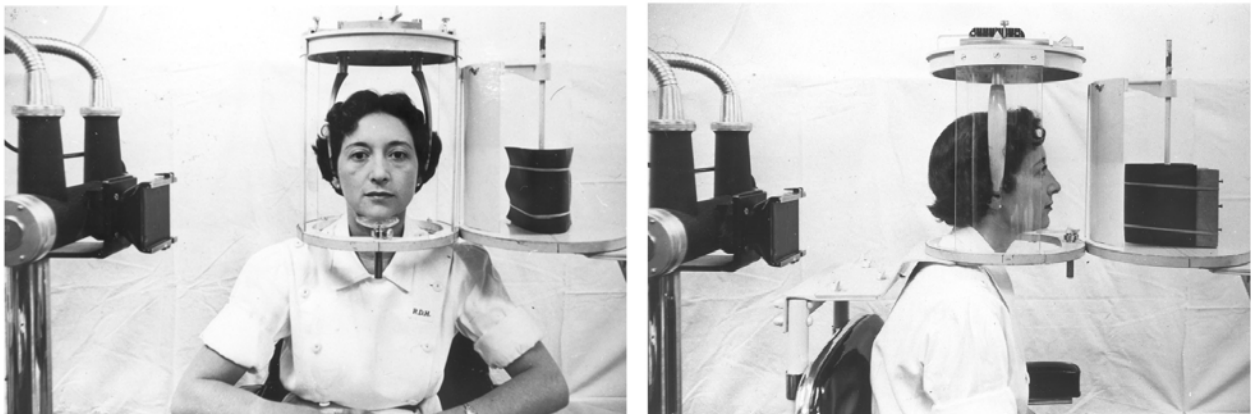


Figure 156 : Le prototype du Rotagraph en 1954 (Mason, 2002)

Le principe de fonctionnement de ces deux appareils (Pantomograph et Rotagraph) était complètement identique.

Ce système fut progressivement abandonné, on préféra que la source de rayons X et la cassette soient en mouvement mais que le patient reste immobile pendant l'exposition. En effet le patient avait tendance à ne pas être totalement immobile pendant la rotation du fauteuil.

3.4. Les appareils d'orthopantomographie avec patient immobile

3.4.1. Le Panorex

Présenté en 1959, le Panorex (figure 157 et 158) fut le premier appareil de radiologie panoramique commercialisé aux États-Unis par la Société S.S. *White* (Hallikainen, 1966). C'était un appareil de maniement simple et rapide pour lequel le patient était assis face à l'opérateur.

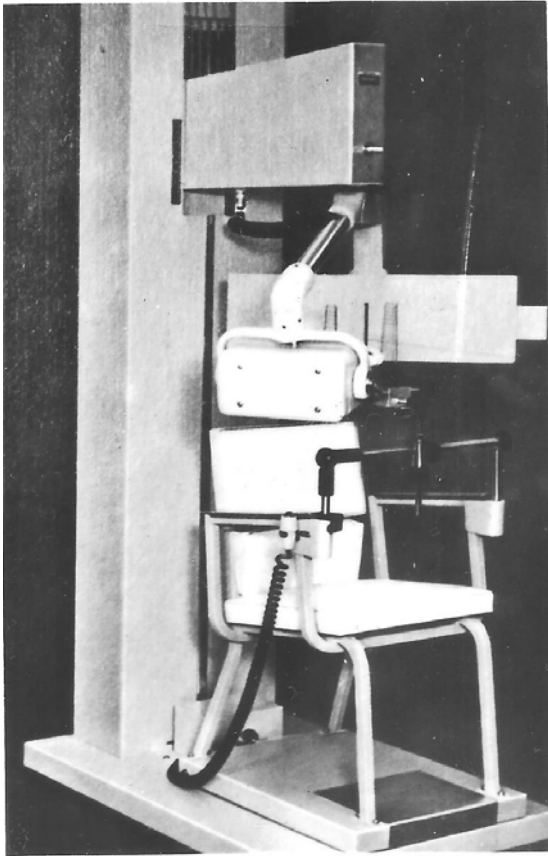


Figure 157 : Le Panorex (Pre-Owned Dental, 2014)



Figure 158 : Panorex II (Pre-Owned Dental, 2014)

Il fonctionnait suivant **deux axes de rotation** situés en arrière des dernières molaires. Dans tous ces appareils, le tube était relié au porte-cassette par un bras horizontal qui pivotait autour de la tête du patient. La cassette était exposée aux rayons X en raison de la présence d'une fente verticale sur le porte-cassette. Le patient était assis dans un fauteuil mobile. Lorsque le film était exposé de moitié (ligne médiane), le fauteuil se déplaçait latéralement de 7 à 8 cm sur une durée de 2 secondes. Au cours de cette translation, le rayonnement s'interrompait. Cela avait pour but de déplacer le centre de rotation (figure 159) (Jacobson et coll, 1973).

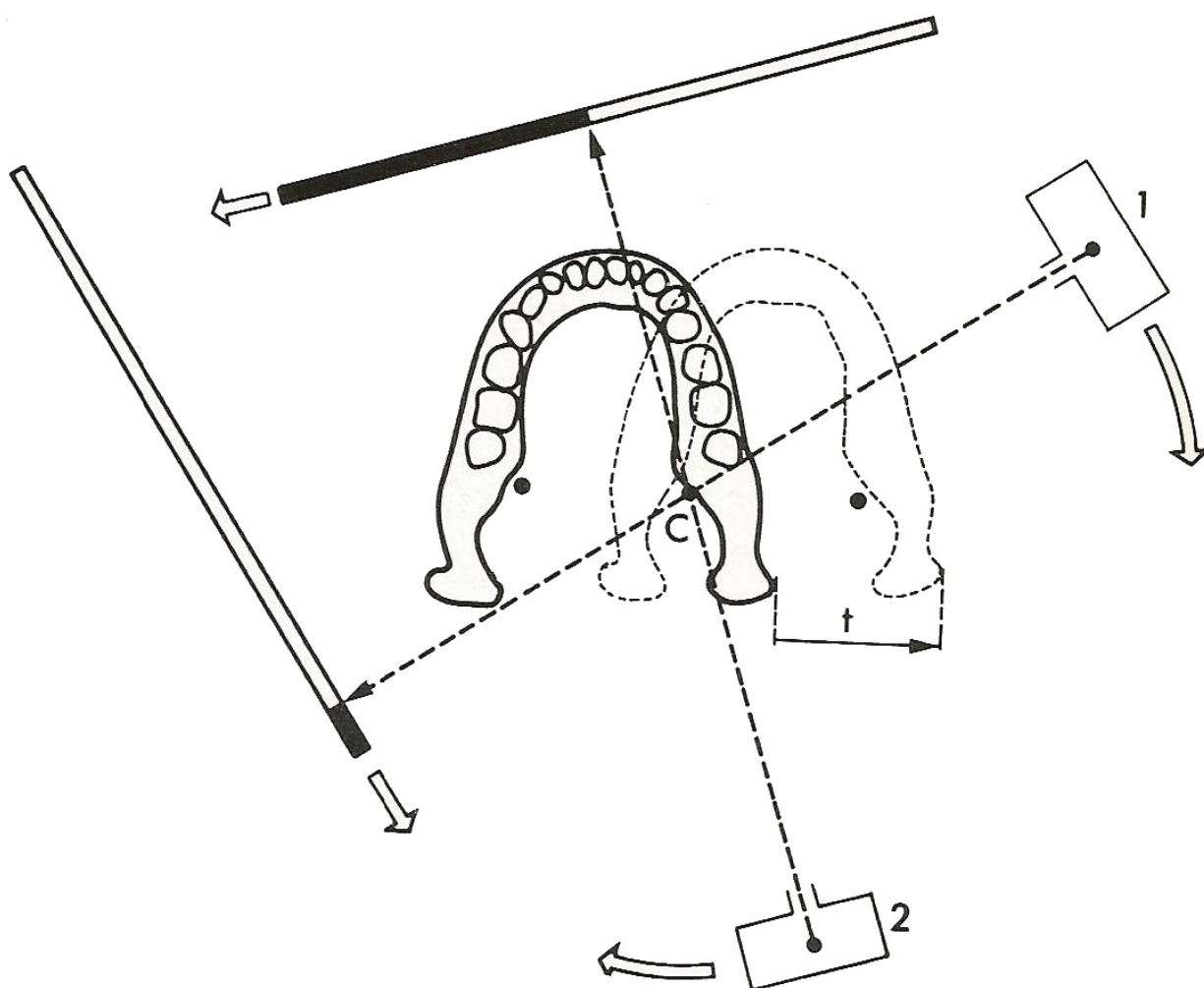


Figure 159 : Principe de fonctionnement de l'appareil Panorex: Le centre de rotation C était fixe. Après exploration d'un peu plus de la moitié de la mandibule, le rayonnement est interrompu. Le sujet subissait une translation t. Le centre de rotation effectif, reporté dans une position symétrique par rapport au plan sagittal, permettait l'exploration de l'autre moitié (Laudenbach et coll, 1977)

Ce système entraînait la formation d'une ligne au milieu du film avec la répétition des deux incisives centrales, à droite et à gauche de cette ligne (figure 160).

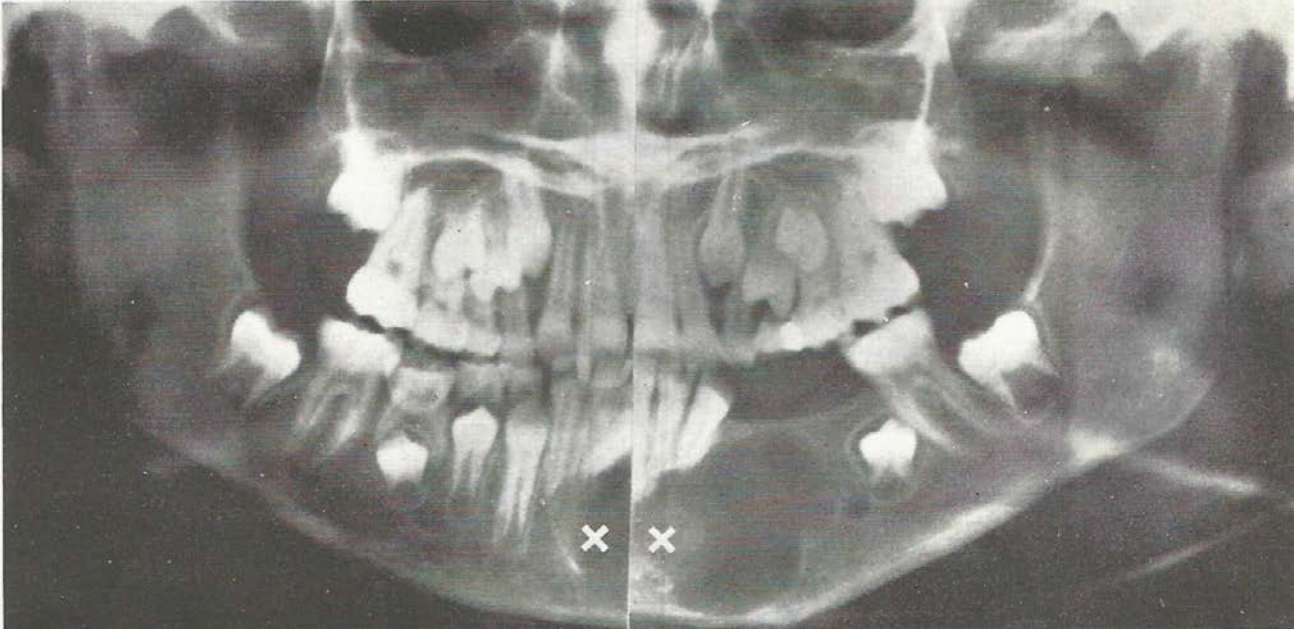


Figure 160 : Radiographie panoramique, appareil Panorex (Laudenbach et coll, 1977)

La rotation de l'ensemble était de 240° environ et nécessitait 22 secondes. Le tube fonctionnait avec une tension de 50 à 90 kV et une intensité de 10 mA (S.S. White Company, 1970).

Il était commandé par l'armée américaine pour effectuer en un minimum de temps un bilan dentaire de tous ses soldats (Hudson et coll, 1957).

L'évolution des appareils panoramiques se fera surtout avec l'augmentation du nombre de centre de rotation.

3.4.2. L'Orthopantomograph

L'Orthopantomograph (figure 161) fabriqué par la firme finlandaise Palomex, fut commercialisé par Siemens en 1961. Il possédait **trois axes de rotation** et ne nécessitait plus le déplacement du patient. Deux des axes étaient symétriques, extérieurs à l'arc mandibulaire au niveau des tubérosités rétro-molaires, et le troisième était médian dans le plan sagittal au niveau des premières molaires (figure 162) (Cavezian et coll, 2006).

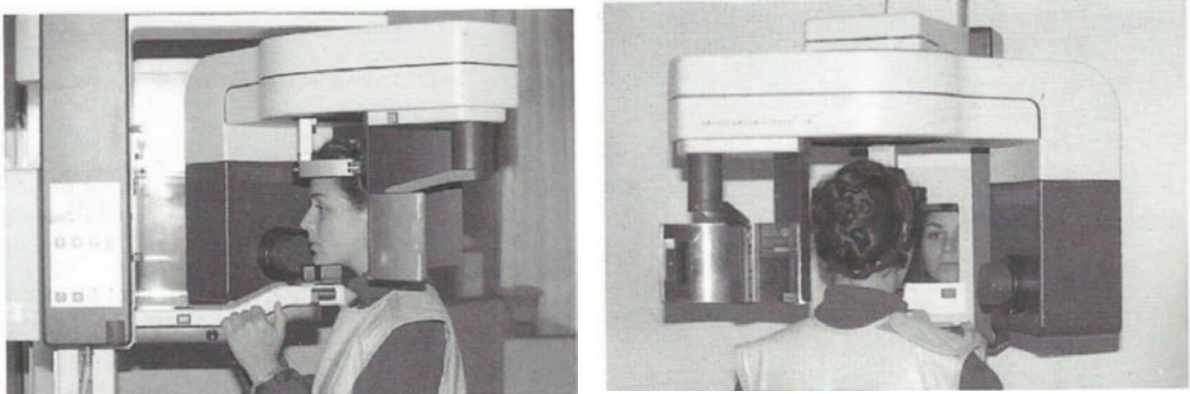


Figure 161: L'Orthopantomograph 10 (Cavezian et coll, 2006)

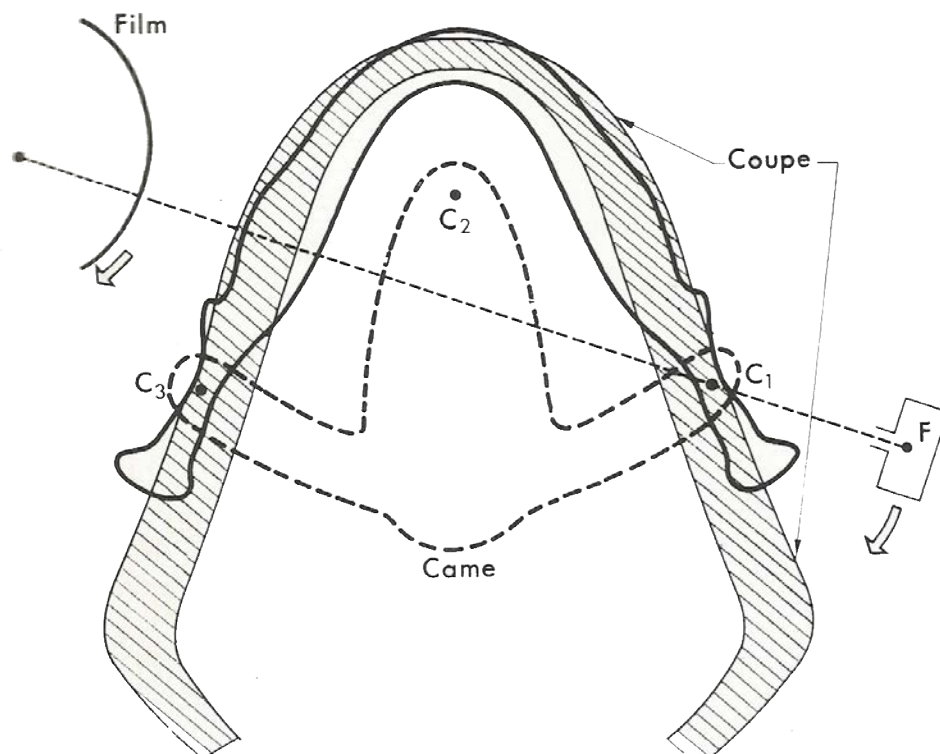


Figure 162 : Principe de fonctionnement de l'Orthopantomograph: Le tube parcourait trois portions de trajectoires circulaires autour de trois centres de rotation successifs situés en C1, C2, C3. Une cale de forme particulière assurait le changement de centre de rotation. Notez la forme de la coupe et son amincissement au niveau des incisives (Laudenbach et coll, 1977)

Le patient était indifféremment debout ou assis, l'appareil pouvant être réglé en hauteur le long d'une colonne verticale. Le principe était toujours le même, l'ensemble tube-porte cassette décrivait une courbe parabolique correspondant approximativement à la ligne de contour de l'arcade dentaire en couvrant un angle de 270° autour de l'os occipital. L'ensemble passait d'un axe à un autre quand le rayonnement X était aligné avec deux axes. Le film 15x30 cm était contenu dans une cassette rigide en demi-tambour. L'opérateur choisissait le voltage suivant le patient, ce qui déterminait automatiquement l'ampérage. Ainsi, pour 50 kV, nous avons 29 mA et pour 85 kV, 15 mA (Laudenbach et coll, 1982).

Par la suite, des améliorations furent apportées sur la plupart des appareils avec la possibilité de centrage par repères lumineux et miroir, et d'une programmation informatique (Cavezian et coll, 2006).

Quelques inconvénients pouvaient apparaître, comme la présence d'un léger flou au niveau des canines, qui correspondait aux points de changement de centre de rotation (figure 163).

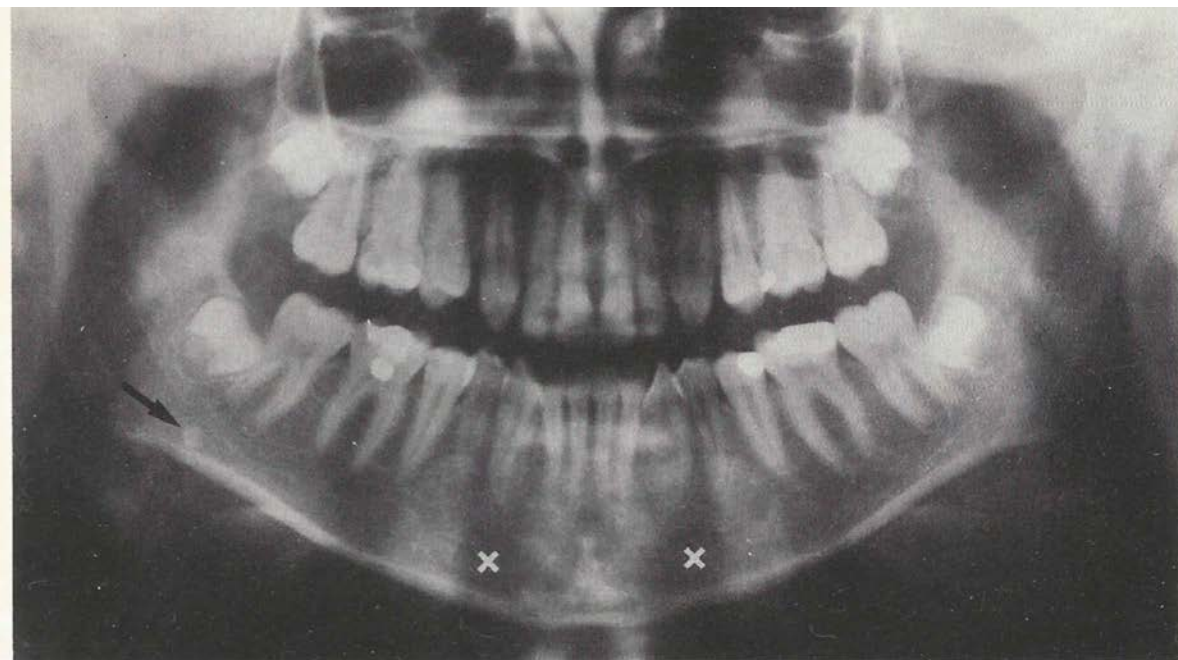


Figure 163 : Pantomographie par Orthopantomograph Siemens: Le changement de centre de rotation se manifestait dans la région canine par une zone apparemment radio claire (x) et un flou de l'image, notamment à l'apex des canines. De plus cette technique n'effaçait pas toujours parfaitement l'image vertébrale cervicale qui se projetait sur le tiers médian de la mandibule (Laudenbach et coll, 1977)

Il existait d'autres modèles dont la rotation se faisait également autour de 3 axes successifs :

- l'Orthoralix de Philips,
- le Panoura de Yoshida (figure 164),
- l'Odontorama de Trophy.

Ces appareils pratiquement identiques différaient par la taille de leur foyer.



Figure 164: Panoura 10 (Pre-Owned Dental, 2014)

3.4.3. Le Panelipse

En 1970, *General Electric* mit sur le marché un appareil panoramique GE 3000 appelé par la suite Panelipse (figure 165). Le mouvement du film était aussi réglé suivant les différents formats d'arcade dentaire, ainsi la longueur de l'image radiologique correspondait à la longueur de la mâchoire. Le patient était assis dans un fauteuil solidaire de l'appareil. Le film était fixé sur un porte-film cylindrique, celui-ci couvrant les $\frac{3}{4}$ du cylindre. Cet appareil pouvait atteindre 100 kV maximum avec une intensité de 8 à 15 mA en 4 paliers (Lincoln, 1971).



Figure 165 : Panelipse 2 (1970) (Gendex, 2014)

Son **axe de rotation** suivait un **mouvement continu** (figure 166), la course semi-elliptique était réglable selon la forme de l'arcade. Un bras solide du tube et du film parcourait une trajectoire elliptique, en fonction de l'arcade dentaire.

C'est sur ce modèle que seront conçus les panoramiques modernes. Les images obtenues seront grandement améliorées avec une réduction significative du flou dans la région canine-prémolaire (figure 167) (Cavezian et coll, 2006).

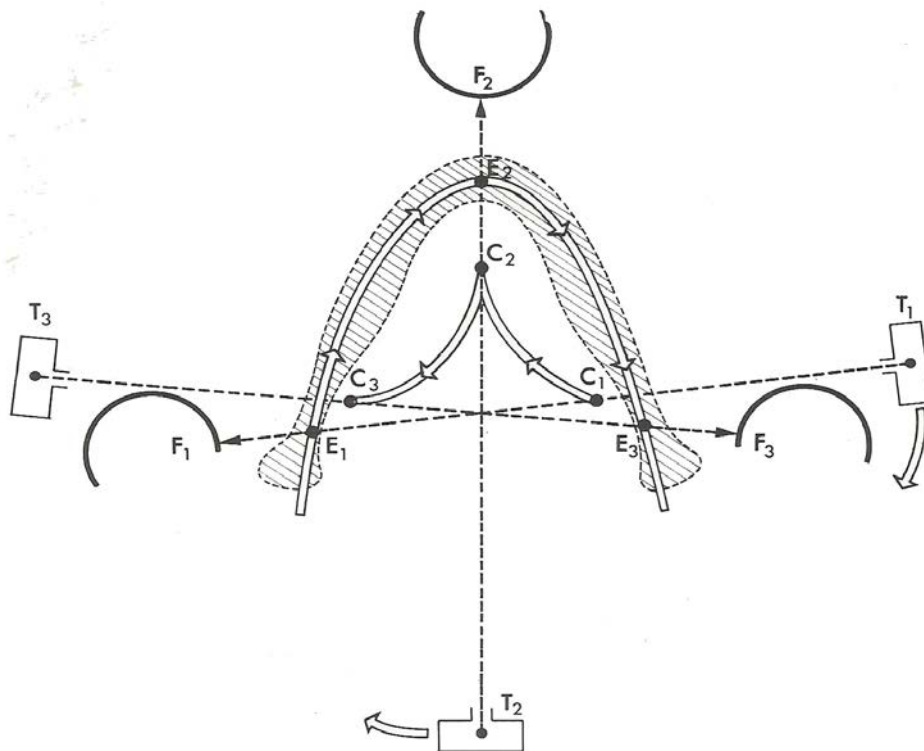


Figure 166 : Trajectoire de déplacement continu du centre de rotation du Panélipse: T1, T2, T3 = position initiale, moyenne et finale du tube ; F1, F2, F3 = positions correspondantes du film sur son support ; C1, C2, C3 = trajectoire continue effective du centre de rotation du faisceau ; E1, E2, E3 = trajectoire continue elliptique du centre d'homothétie du système. Les distances TE et EF sont mécaniquement invariables (Laudenbach et coll, 1977)



Figure 167 : Cliché pantomographique avec le Panélipse (Laudenbach et coll, 1977)

D'autres appareils répondaient également à ce type de rotation : l'Elliptix, l'OPS de Siemens, le Px 4000 CGR de Odonto-Ralix, le Pannera 10 de Yoshida, le Dental Ez Panelite de Ikfer, le Panex de Morita (figure 168). Les différences principales entre ces appareils reposaient sur :

- le système de réglage de la trajectoire en fonction des mesures, modifiant son amplitude et sa forme,
- la position du sujet qui pouvait être assise, debout, de face ou de dos par rapport à l'opérateur,
- la cassette qui pouvait être souple ou rigide,
- l'épaisseur relative de la courbe,
- la taille du foyer (Laudenbach et coll, 1977).



**Figure 168 : Le Panex de Morita Company en 1967
(Morita, 2014)**

3.5. L'appareil panoramique actuel

Aujourd'hui, les appareils d'orthopantomographie n'ont pas fondamentalement changé. La tension varie de 50 à 120 kV, l'ampérage de 1 à 20 mA. Le temps d'acquisition reste de l'ordre d'une dizaine à une vingtaine de secondes. La taille de la zone focale se réduit (0,3mm) permettant d'avoir de plus en plus de détails.

Ces appareils se sont améliorés principalement avec l'apparition de l'imagerie numérique. Les capteurs numériques, étant plus sensibles aux rayons X, ils nécessitent une dose d'irradiation moindre que les récepteurs argentiques.

Les appareils les plus récents permettent, en plus des radiographies panoramiques, de réaliser de l'imagerie en trois dimensions (3D) grâce à l'arrivée récente de la technique du *cone beam*. Cette technique permet de visualiser des détails de plus en plus fins. Il faut cependant noter que la dose d'irradiation avec la technique *cone beam* demeure significativement plus élevée que celle de la radiologie panoramique conventionnelle.

Certains appareils proposent une option panoramique multicouche qui fournit cinq images panoramiques en un seul balayage. Les images multicouches sont réalisées dans le même temps de balayage et à la même dose qu'avec l'unité panoramique classique. Cette fonction permet donc de choisir la meilleure image parmi les cinq proposées et est particulièrement intéressante chez les patients atteints de malocclusion.

Si une image panoramique complète n'est pas nécessaire, il est possible de sélectionner une zone réduite afin d'exposer uniquement les zones ayant un intérêt diagnostic.

Une nouvelle technologie, permettant la collimation du faisceau de rayons X en forme de V, s'adapte à l'anatomie du patient pour fournir encore plus de détails. La forme en V du faisceau présente également une puissance de pénétration plus importante au niveau des maxillaires les plus épais (Instrumentarium Dental, 2012).

En résumé :

La radiologie panoramique est une technique qui produit une image globale des mâchoires et de leurs dents respectives sur un seul film radiographique.

En 1898, Charles Godon obtint la première radiographie complète de mandibule, en prenant puis réunissant trois clichés adjacents de cette même mandibule.

La **technique avec source intra-orale et film extra-oral** fut utilisée dès 1898 avec l'endodiascope du Dr Bouchacourt. Le premier appareil manufacturé fut le Panoramix en 1943. Cependant cette technique tomba en désuétude, car elle exposait de manière inutile les muqueuses orales (notamment la muqueuse linguale) et il était impossible de représenter l'ensemble d'un maxillaire sans déformation.

En 1934, le Dr Numata expérimenta une nouvelle technique en plaçant un film flexible entre les dents et la langue sur toute la longueur de la mandibule et avec un tube qui pivotait autour de la mâchoire du patient.

En 1946, le Dr Paatero, considéré comme le père de la radiologie panoramique, développa une **technique utilisant une source et un film extra-oraux**. Les appareils d'orthopantomographie modernes étaient nés. On distinguait deux méthodes :

- l'une où la source de rayons X était fixe mais le fauteuil du patient était en rotation. Ce fut le cas du Pantomograph et du Rotagraph dans les années 1950. Ce type d'appareils n'avait qu'un seul axe de rotation. Ce système fut progressivement abandonné ;
- l'autre où le patient était immobile et la source de rayons X en rotation. C'est la méthode que nous utilisons actuellement sur nos appareils de radiologie panoramique. L'évolution de ce type d'appareils se fit surtout par rapport au nombre de centres de rotation, la qualité des images produites était meilleure. Le Panorex, en 1959, possédait deux centres de rotation, puis l'Orthopantomograph, en 1961, en possédait trois, enfin le Panelipse (ou GE 3000), en 1970, avait un axe de rotation qui suivait un mouvement continu.

Partie 7

La radiologie numérique

1. Introduction

À la manière de la fluoroscopie (cf partie 3 chapitre 1.1), **Francis Mouyen**, professeur à la faculté de Chirurgie Dentaire à Toulouse réfléchissait à l'idée de pouvoir voir instantanément les images radiographiques. En 1982, il inventa un des premiers systèmes d'imagerie numérique, la **RadioVisioGraphie (RVG)** (figure 169).

L'ère de la radiologie numérique en odontologie était née (Guyot, 2011).

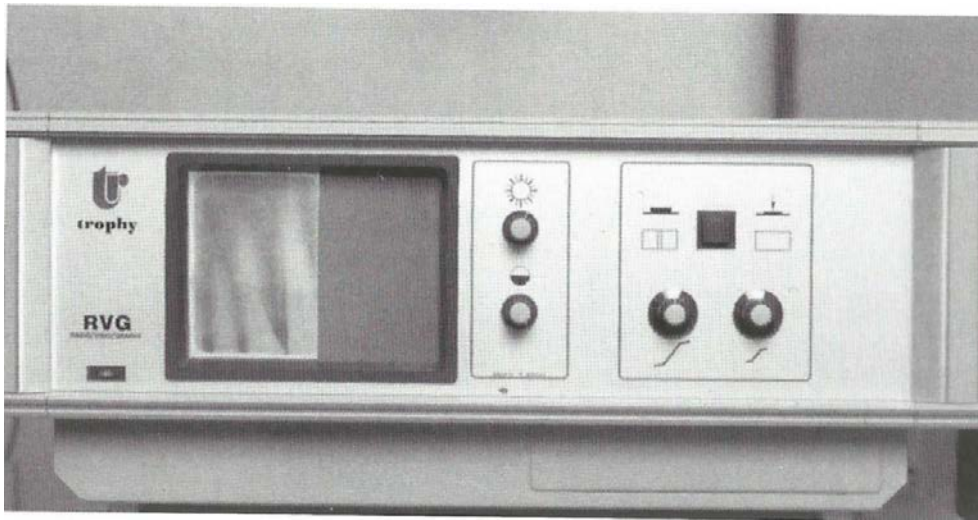


Figure 169 : RadioVisioGraphie, le premier système de radiographie numérique dentaire (Horner et coll, 2008)

La radiologie numérique, contrairement à la radiologie argentique, utilise un procédé physique (sous forme d'information numérique) et non chimique pour la réalisation du cliché (Petrikowski, 2005).

Les capteurs numériques existaient déjà avant la naissance de l'imagerie numérique en odontologie, ils étaient utilisés en 1972 avec l'invention du scanner. Ils seront ensuite repris dans ce domaine.

2. Les différentes technologies de capteurs

Il existe deux sortes de capteurs numériques :

- les capteurs rigides à numérisation directe : CCD (*Charge Coupled Device*) et CMOS (*Complementary Metal-Oxyd Silicon*)
- les capteurs souples à numérisation indirecte par Écrans Radio-Luminescents à Mémoire (ERLM) (Petrikowski, 2005)

2.1. Les capteurs à numérisation directe

2.1.1. Le capteur CCD ou DTC

Développé en 1969 et initialement conçu pour les appareils d'imagerie « fixe » comme le scanner, le capteur CCD ou DTC (Dispositif à Transfert de Charge) se présente sous la forme d'un petit boîtier rigide, relié à l'ordinateur par un câble et contenant trois éléments (figure 170):

- le **scintillateur**
- la **plaque de fibres optiques**
- le **dispositif à transfert de charge** (Teman et coll, 2001).

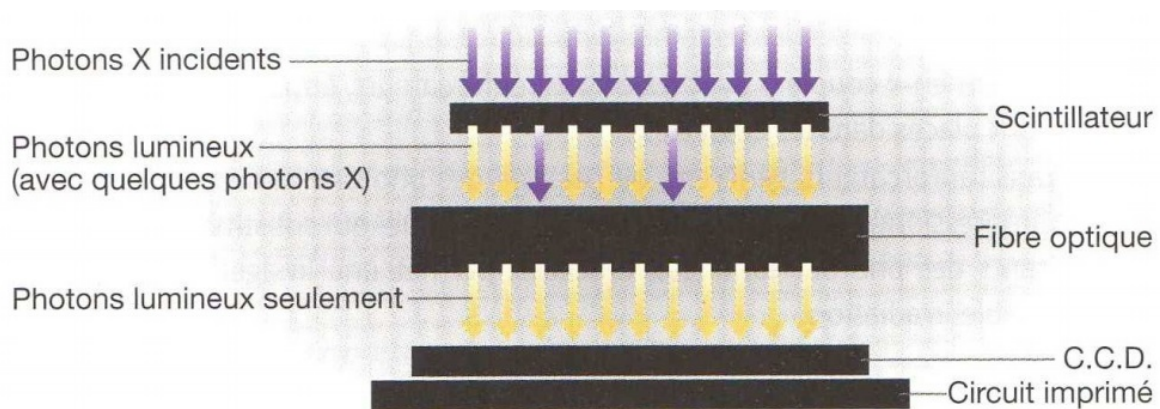


Figure 170 : Principe du capteur CCD (Cavézian et coll, 2005)

2.1.1.1. Le scintillateur

Le scintillateur permet de convertir les rayons X en lumière. Au début il était constitué de iodure de césium mais le système était fragile. Il sera ensuite composé d'oxysulfure de gadolinium ce qui rendra le système plus robuste et donc plus facilement manipulable.

L'architecture a également évolué : passant d'une structure amorphe où le photon pouvait partir dans n'importe quelle direction (perte d'information ou diffusion) à une structure en cristal sous forme d'aiguille où le photon est dirigé, de la même manière que dans une fibre optique (rendant l'image plus nette) (Arbab-Chirani R et coll, 2010).

2.1.1.2. La plaque de fibres optiques

Cette plaque contient des millions de fibres optiques. Son but est :

- de guider les photons lumineux, émis par le scintillateur, au capteur CCD ;
- de supprimer les rayons X restants provenant du scintillateur afin de protéger le capteur

2.1.1.3. Le dispositif à transfert de charge

Son rôle est de transformer l'image photonique en signal électrique. Il est composé d'une **plaque de silicium** et d'**électrodes semi-transparentes (photosites)** disposées en trames qui accumulent la lumière individuellement et la transforme sous forme d'électrons. Ces électrons sont collectés dans la **zone désertée** (figure 171). Le nombre d'électrons collectés est proportionnel à la lumière reçue. À la fin de l'exposition, les charges sont transférées de photosite en photosite (transfert de charge) puis envoyées vers l'ordinateur (Meignan, 2015).

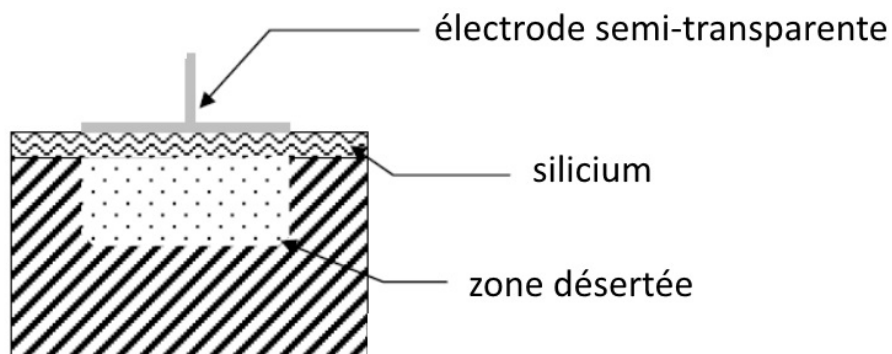


Figure 171 : Schéma d'un photosite (Meignan, 2015)

La résolution spatiale est excellente (100 à 200 μ). La lecture se fait en moins de 10 secondes, il n'y a pas de rémanence et un autre cliché peut être repris immédiatement (Arbab-Chirani et coll, 2010).

2.1.2. Le capteur CMOS

Le capteur CMOS est apparu après le capteur CCD, au début des années 80. Le capteur CMOS est composé de photosites de la même manière qu'un capteur CCD. La différence est qu'à l'intérieur de chaque photosite, la charge générée est lue directement par l'ordinateur (au lieu d'être transféré de photosite en photosite). Les capteurs CMOS étaient au début assez peu précis, mais avec le temps ils se sont améliorés en obtenant maintenant les mêmes performances qu'un capteur CCD. Ce type de capteur consomme également moins d'énergie et permet une acquisition d'image plus rapide (Bazelaire, 2015).

L'imagerie numérique, par capteur solide CCD ou CMOS, est pour l'instant la seule qui puisse apparaître en temps réel sur l'écran. Cependant ces capteurs étant rigides, ils ne permettent pas forcément une bonne visualisation des régions profondes, car ils se positionnent moins bien qu'un film argentique. Les capteurs souples permettent de résoudre ce défaut (Perrin, 2005).

2.2. Les capteurs à numérisation indirecte par Écrans Radio-Luminescents à Mémoire (ERLM)

Les capteurs ERLM (écran radioluminescent à mémoire) ou PSP (*Phosphor Storage Plates*) ont été créés dans les années 80 par Fuji. Ces capteurs ressemblent à de simples films rétro-alvéolaires classiques mais sont tout de même moins souples que ces derniers (figure 172).



Figure 172 : le capteur ERLM (Digora, 2015)

Ils s'utilisent sans câble et existent dans différents formats. Ils sont constitués d'une couche photosensible (plaque à phosphore) composée de fluorohalogénure de baryum activé avec de l'euporium. Ces écrans dits « à mémoire » ont ainsi la capacité de conserver l'énergie photonique sous forme d'image latente (Cavézian et coll, 2005).

L'image latente est lu par un faisceau laser qui excite la plaque qui produit à son tour une émission photonique bleue. Ce processus dure quelques secondes (7 à 40 secondes suivant le format du cliché). Ces photons sont collectés, amplifiés et transformés en signaux électriques vers l'ordinateur (Bazelaire, 2015).

3. Les avantages et inconvénients de l'imagerie numérique

3.1. Introduction

Les capteurs numériques possèdent de nombreux avantages, qui facilitent leur utilisation, par rapport à celle des films argentiques :

- plus de chambre noire ni de produit chimique,
- plus d'achat de nombreux et coûteux films argentiques,
- gain de temps (le développement de l'image est beaucoup plus rapide),
- dose d'irradiation réduite (grande sensibilité des films),
- post-traitement (luminosité, contraste), zoom et duplication possible,
- meilleur stockage des radiographies et stabilité de la conservation dans le temps,
- communication et dialogue avec le patient améliorés,
- travail en réseau avec des confrères possible (télédentisterie).

Cependant, il existe encore certains inconvénients :

- coût de l'équipement (investissement et maintenance),
- capteurs non stérilisables (nécessité d'utiliser des protections à usage unique),
- résolution spatiale encore inférieure à celle des films argentiques,
- perte d'information à l'écran et davantage en impression,
- tentation de multiplier les clichés, augmentant l'irradiation du patient.

3.2. Avantages et inconvénients des capteurs à numérisation directe

Les capteurs à numérisation directe (CCD, CMOS) offrent quelques avantages :

- obtention de l'image quasi instantanée,
- capteur robuste.

Les capteurs à numérisation directe possèdent certaines limites :

- format limité,
- rigidité des capteurs qui entraîne une difficulté de positionnement en bouche dans certaines zones (transition mandibulaire, maxillaire postérieure) et en cas d'anatomie particulière (présence de tori mandibulaires ou palais plat),
- fragilité des capteurs aux chocs et aux tractions répétées sur le câble,
- impossibilité de réaliser des radiographies occlusales de taille satisfaisante,
- présence d'un câble le reliant à l'ordinateur, mais tend à disparaître avec l'apparition des capteurs de nouvelle génération « sans fil » (Cavézian et coll, 2005).

3.3. Avantages et inconvénients des capteurs à numérisation indirecte

Les capteurs ERLM possèdent plusieurs avantages (non présents en numérisation directe) qui facilitent leur utilisation :

- finesse et souplesse du capteur,
- formats multiples,
- large champ d'exposition (sensibilité importante),
- Absence de câble.

Les capteurs ERLM ont cependant quelques inconvénients qui ne sont pas retrouvés au niveau des capteurs à numérisation directe :

- fragilité du capteur,
- nécessité d'avoir un scanner spécifique pour pouvoir lire l'image,
- latence d'apparition de l'image à l'écran, qui tend à se réduire considérablement (quelques secondes) avec l'apparition les nouveaux systèmes (Samaras, 2008).

En résumé :

La radiologie numérique dentaire fut inventé par Francis Mouyen en 1982 avec la RadioVisioGraphie (RVG).

L'imagerie numérique permet une irradiation moindre, un archivage simplifié sans problème de conservation, pas de développement chimique, pas de chambre noire, des tirages en plusieurs exemplaires sans nouvelle exposition, un post-traitement informatique permettant de jouer sur les contrastes, la tonalité et l'échelle des gris.

Malgré tout, la radiologie numérique n'a pas encore remplacé complètement la radiologie argentique, car elle possède quelques inconvénients : les capteurs restent encore fragiles et la définition est inférieure. Il semblerait que cela ne soit qu'une question de temps (Cavezian et coll, 2005).

Conclusion

Le 8 novembre 1895, Röntgen découvrit, à sa grande surprise, un rayonnement complètement mystérieux à cette époque ayant la faculté de traverser la matière et capable d'impressionner un film photographique. Il baptisa ce rayonnement de la lettre symbolisant l'inconnu : le rayon X.

Pour sa découverte, Röntgen reçut le prix Nobel de Physique en 1901.

Cette découverte n'aurait pas été permise si certains précurseurs, bien avant Röntgen, ne s'étaient intéressés à l'électricité ou au phénomène du vide. Certains d'entre eux ont très certainement produit des rayons X à leur insu. Je pense notamment à certains physiciens comme Crookes, dont son propre tube fut utilisé pour la découverte de Röntgen ; et Goodspeed, qui avait réalisé la toute première radiographie sans le savoir. Ces précurseurs ont frôlé de peu cette découverte et la méritent tout autant que Röntgen.

En moins d'un an, la découverte des rayons X fut annoncée quasiment à travers le monde entier

Certains pionniers commencèrent à utiliser les rayons X dans leur pratique odontologique. Il fallait néanmoins construire soi-même son propre appareil en achetant chaque pièce électrique séparément, les dentistes devaient alors être des électriciens chevronnés. Dès 1915, certaines sociétés de fabrication commencèrent à produire des appareils de radiologie manufacturés.

Le tube de Coolidge en 1913 puis la cuve radiogène en 1921 marquèrent la transition vers l'appareillage moderne actuel. Les rayons X étaient de meilleure qualité, l'opérateur ainsi que le patient étaient également protégés du rayonnement secondaire et de tout danger électrique.

Malgré les avantages certains, des rayons X, ceux-ci possèdent néanmoins des effets néfastes sur le corps humain lorsqu'ils sont utilisés sans prudence. Qu'on prenne en cela exemple sur nos confrères du début du XX^e siècle qui n'hésitèrent pas, au mépris des dangers encore mal compris, à se lancer dans la grande aventure de la radiologie.

Rappelons, en effet, qu'il fallait plusieurs minutes d'exposition et que le rayonnement était constitué de rayons majoritairement mous, donc très absorbés par le praticien et le patient. Ainsi, certains ont dû subir de nombreuses amputations successives, ou d'autres, comme Kells, ont dû payer de leur vie cette méconnaissance de ce nouveau rayonnement, très souvent par des cancers radio-induits, faute d'une protection adéquate. En mémoire des martyrs victimes de la découverte des rayons X, un monument est érigé à Hambourg.

Ces dérives ont servi de leçon, la radiologie dentaire est maintenant encadrée par des normes bien établies qui entraînent une irradiation minimale, sans danger pour le patient ni pour le chirurgien-dentiste.

La radiologie numérique en constante progression, notamment sur la finesse des détails, semble avoir de beaux jours devant elle et risque de remplacer définitivement la radiologie argentique. Les avancées de la radiologie n'ont donc pas fini de nous surprendre.

Bibliographie

1. AAOMR. Raper Howard Riley. The American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology Award [En ligne]. c1998-2015 [consulté le 17 septembre 2014].
Disponible à l'adresse : <http://www.aaomr.org/?page=RaperAward>
2. Alain N. Le Petit Journal. Le martyr d'un savant [En ligne]. [consulté le 30 décembre 2014]. Disponible à l'adresse : <http://cent.ans.free.fr/pj1920/pj156412121920.htm>
3. Ambler H.L. History of Dentistry in Cleveland, Ohio. Cleveland : Publishing House of the Evangelical Association ; 1911. p. 44-56.
4. Amoëdo O. L'art dentaire en médecine légale. Paris: Masson et Cie ; 1898. Chapitre III, Deuxième dentitions ; p. 47.
5. Arbab-Chirani R., Diemer F. Imagerie radiologique : le point en 2010. Inf Dent, juin 2010 ; 92 : 27-34.
6. Aubert L. La Photographie de l'Invisible, Les Rayons X. Paris : Librairie C. Reinwald, 1898, p. 85-100.
7. ASPAD. La collection dentaire du musée de l'université d'Utrecht [En ligne]. 2011 [consulté le 03 mars 2015]. Disponible à l'adresse : <http://www.biusante.parisdescartes.fr/aspad/expo33.htm>
8. Bacq Z.M. Indirect action of roentgen and ultra-violet rays. Experientia. 1951 ; 7(1) : 11-19.
9. Barr J.H., Stephens R.G. Dental radiology pertinent basic concepts and their applications in clinical practice. Philadelphie : W. B. Saunders Co. ; 1980. 480 p.

10. Bauer H. Improvements in Regenerative Devices for Apparatus for Producing Rontgen Rays. British Patent. 1912 ; 15 : 171.
11. Bayerische Akademie der Wissenschaften, Historische Kommission, Karsten G. Allgemeine Deutsche Biographie. Leipzig : Duncker & Humblot ; 1888. Plücker, Julius ; p. 321-323.
12. Bazelaire C. Radiologie numérique. [En ligne]. [s.d] [consulté le 31 mars 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.uvp5.univ-paris5.fr/DESRADIOLOGIE/MEDIAS/02_2011_Cde_Bazellaire/Pub_2011_C_de_Bazelaire
13. Belot J., Danne J. Exposition de Röntgen. Le Radium. 1905 ; 2(5) : 159-164.
14. Bertrand P., Dechaume M., Lacronique G. Radiographie bucco-dentaire et agents physiques en stomatologie. 2e éd. Paris : Masson et Cie Éditeur ; 1950. p. 49-51.
15. Blackman S. Dental radiology - Past, Present, Future. British Dental Journal. 1959 ; 107 : 83-86.
16. Blum A., Walter F., Ludig T., et al. Scanners multicoupes : principes et applications scannographiques. Journal de Radiologie. 2000 ; 81(11) p. 1597-1614.
17. Blum A. Volumic and multislice CT: principles, applications and future prospects. JBR-BTR, 2002 ; 85(2) : 82-89.
18. Bocage A. (1892-1953) : french tomographer J.A.M.A., 1965 ; 193(3) : 233.
19. Bocage A. Procédé et Dispositifs de radiographie sur plaques en mouvement. Brevet d'invention n°536.464. 1922.

20. Bouasse H. Cours de Magnétisme et d'électricité. Troisième partie, Etude du champ électrique : électricité statique. Diélectriques. Forces électromotrices. Piles. Ions gazeux et Electrons. 2e éd. Paris : C. Delagrave ; 1916. 463 p.
21. Bouchacourt L. Introduction du tube de Crookes dans la cavité buccale. L'Odontologie. 1899 ; V-VIII : p. 311-318.
22. Boulard P. L'emploi médical des rayons de Röntgen au domicile des blessés et des malades : services rendus par les rayons X au point de vue du diagnostic et du traitement. Alençon : A. Laverdure ; 1910. p. 62-63.
23. Bourneville, Noir J. Le progrès médical : journal de médecine, de chirurgie et de pharmacie, série 03, tome 07. Paris : Aux bureaux du journal ; 1898. 416 p.
24. Boussat J.C. Cours de photographie [En ligne]. 2015. [consulté le 03 mars 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.cameraboussat.fr/dossier_cours/07_surface_sensible.php
25. Brecher E., Brecher R. The rays-history of radiology in the United States and Canada. Baltimore, MD : Williams and Wilkins ; 1969. 484 p.
26. Brenni P. 19th Century French Scientific Instrument Makers : Heinrich Daniel Ruhmkorff (1803-1877). Bulletin of the Scientific Instrument Society. 1994 ; 41 : 4-8.
27. British Dental Journal. A photograph of Frank Harrison taken in his early forties [En ligne]. c2015. [consulté le 18 décembre 2014]. Disponible à l'adresse : http://www.nature.com/bdj/journal/v213/n8/fig_tab/sj.bdj.2012.931_F1.html
28. Brunel G. Manuel de radioscopie et de radiographie par l'emploi des rayons X. 3e éd. Paris : B. Tignol ; 1903. Les ampoules ou tube, description ; p. 43-52.

29. Buchet R., Ramella G. État actuel et perspective d'avenir de la radiographie panoramique. *J Radiol Electrol Med Nucl.* 1972 ; 1(2) : 17-23.
30. Caracci P. Introduzione storica alla radiologia in odontostomatologia. *Rivista di storia della medicina.* 1971 ; 15(2) : 205.
31. Carestream Health. Systèmes de radiologie intra-orale KODAK 2100 et 2200. [En ligne]. c2009 [consulté le 05 mai 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.s2mdentaire.com/datas/produits/pdf/1338552462_1.pdf
32. Cavézian, R., Pasquet, G., Bel, G., et Baller, G., *Imagerie dento-maxillaire : approche radio-clinique.* Issy-les-Moulineaux : Masson ; 2006. 370 p.
33. Cavézian R. Pasquet G. *L'imagerie médicale en odontologie.* Paris : Edition CdP ; 2005. 183 p.
34. Cheney M., Uth R. *Tesla, Master of Lightning.* New York : Fall River Press ; 1999. 57 p.
35. ICRP. *Vos patients et les rayons : un guide pour les médecins praticiens : lignes directrices CIPR 2.* - Paris : Ed. Tec & Doc ; 2005. 50 p.
36. Clarke R.H. et Valentin J. *The History of ICRP and the Evolution of its Policies.* Publication 109. Elsevier. 2009, 37 p.
37. Claxton K.P. *Wilhelm Roentgen.* Geneva : Edito-service ; 1970. 310 p.
38. Collardeau E. *Banc pour la photographie stéréoscopique à courte distance. Effets divers de relief stéréoscopique.* Paris : Société Française de Physique. 1902, p. 27-41.

39. Collège André Malraux Fos-sur-Mer, site de physique et de chimie. Comment modifier la tension [En ligne]. [s.d] [consulté le 27 juillet 2014]. Disponible à l'adresse :
http://physiquefos.free.fr/physique/electricite/3eme/production_tension/modif_tension.htm
40. Coolidge W.D., General Electric X-Ray Corp. Coolidge X-ray tube : when ordering supplies specify "General Electric." Schenectady, N.Y. : General Electric Company ; 1920. p. 3-13.
41. D'Almeida J.C. Sur une machine magnéto-électrique produisant des courants continus. Journal de Physique Théorique et Appliquée. 1902 ; 4(1) : p. 64-69.
42. Dam H.J.W. A wizard of Today. Pearson's Magazine. 1896 ; 1 : 413-419.
43. Dauvillier A. La technique des rayons X. Paris : Presses universitaires de France ; 1924. p. 9-32.
44. Davis H.B.O. Electrical and electronic technologies : a chronology of events and inventors to 1900. Metuchen, N.J. : Scarecrow Press ; 1981. 213 p.
45. Delorme G., Tessier J.P. Manuel d'Électroradiologie : bases physique et biologique. Paris : Masson ; 1978. 401 p.
46. Delorme G. Reboul J. Guide théorique et pratique à l'usage des manipulateurs et techniciens en radiologie. Paris : Masson ; 1970. 464 p.
47. Desarces H. Nouvelle encyclopédie pratique de mécanique et d'électricité, tome 1. Paris : A. Quillet ; 1924. 1482 p.

48. Digora. Capteur Digora Optime ERLM. [En Ligne]. c2015 [consulté le 31 mars 2015]. Disponible à l'adresse: <http://www.dentalprive.fr>
49. Dilman D.C, Peck H.T., Colby F.M. Crookes tube dans : The new international encyclopedia, vol 5. Dodd, Mead and Company. 1902, p. 470.
50. Doyon D., Monnier L. Cahiers de Radiologie n1. Imagerie dento-maxillaire. Paris: Masson, 2e ed, 1995, 138 p.
51. Drion C.A., Fernet E.J. Traité de physique élémentaire. 11e éd. Paris : Masson. 1889, 864 p.
52. Eastman Kodak Company. The Fundamentals of Radiography. 6e éd. New York : Rochester. 1947. 116 p.
53. Edeler D., Eijkman M. De drinkwaterfluoridering in Nederland, 1946-1976. Een maatschappelijk debat zonder winnaars of verliezer. Studium. [En ligne]. 2012 [Consulté le 17 mai 2014]; 5 (2). Disponible à l'adresse : <http://www.gewina-studium.nl/index.php/studium/article/view/URN%3ANBN%3ANL%3AUI%3A10-1-113884/8573>
54. Federal Radiation Council. Background material for the development of radiation protection standards. Washington DC : Public Health Service ; 1960. 39p. [En ligne]. Disponible à http://www.epa.gov/radiation/docs/federal/frc_rpt1.pdf
55. Findeling P. Historique et évolution des appareils de radiographie dentaire. Thèse de chirurgie dentaire. Université Claude Bernard ; 1985. Le bloc Sécurix ; p. 41.
56. Forrai J. History Of X-Ray In Dentistry. Revista de Clínica e Pesquisa Odontológica. 2007 ; 3(3) : 205-211.
57. Foveau de Courmelle F.V. Généralité sur les radiations in : Traité de radiographie médicale et scientifique. Paris : Octave Doin, 1897, p. 130-131.

58. Foveau de Courmelle F.V. Traité de radiographie médicale et scientifique. Paris : Octave Doin ; 1897. La genèse des rayons Roentgen ; p. 4-17.
59. Galle P., Paulin R. Biophysique, radiobiologie, radiopathologie. Paris : Masson ; 1997. Rayonnements ionisants et interaction avec la matière ; p. 25-41.
60. Garratt G.R.M. The early history of Radio : from Faraday to Marconi. London : Institution of Electrical Engineers, in association with the Science Museum ; 1994. 93 p.
61. General Electric. Kenotrons : application data. [En ligne]. [s.d.] [consulté le 23 mai 2014] Disponible à l'adresse:
<http://frank.pocnet.net/sheets/141/suppinfo/Kenotrons.pdf>
62. Gendex. Upgrading my Gendex Panelipse panoramic to cone beam 3D. [En ligne]. 2012 [consulté le 13 novembre 2014] Disponible à l'adresse :
<http://blog.gendex.com/bloggendexcom/bid/203990/Upgrading-My-Gendex-Panelipse-Panoramic-to-Cone-Beam-3D>
63. Ghom A.G. Textbook of Oral Radiology. Paris : Elsevier, 2008, p. 5-8.
64. Glasser O. Scientific forefathers of Roentgen. American Journal of Roentgenology. 1945 ; 54 : 545-546.
65. Glasser, O. William Conrad Röntgen and the early History of the Roentgen Rays. Springfield, IL : Charles C. Thomas ; 1934. 494 p.
66. Glenner R.A. 80 years of dental radiography. JADA. 1975 ; 90 : 549-563.

67. Glenner R.A. The Dental Office : a pictorial history. Missoula, Mont. : Pictorial Histories Pub. Co. ; 1984. 146 p.
68. Godon et Contremoulins, "Les applications de la radiographie et de la radioscopie en art dentaire ", L'Odontologie, février 1898, VII, pp. 141-152.
69. Goldman M. La découverte des électrons. Histoire des Sciences / Évolutions des disciplines et histoire des découvertes [En ligne]. 2013 [consulté le 5 janvier 2014]. Disponible à l'adresse : http://www.academie-sciences.fr/activite/hds/textes/evol_Goldman1.pdf
70. Grigg E. The Trail of the Invisible Light. Springfield, Ill : C. Thomas ; 1965. 974 p.
71. Guillaume Ch. Ed. Les méfaits des rayons X. Dans : Tissandier G. La Nature : Revue des Sciences et de leurs applications aux arts et à l'industrie. Paris : Masson et Cie, Librairie de l'académie de médecine. 1896 ; (1226) : 406-407.
72. Guyot M. Choix du récepteur en radiologie dentaire intraorale. Enquête réalisée auprès d'une population de chirurgiens-dentistes de l' est de la France. Thèse Chirurgie dentaire. Nancy : Université Henri Poincaré, 2011, 146 p.
73. Hackmann W.D. Studies in the history of scientific instruments. London : R. Turner Books. The Induction Coil in Medicine and Physics. 1989, p. 52.
74. Hakim Z.N. A compact guide to Dr Hakim's collection of antique x-ray tubes and accessories [En ligne]. 2014 [consulté le 12 septembre 2014]. Disponible à l'adresse : <http://home.comcast.net/~znhakim/web10/pdf/2014%20Compact%20Guide.pdf>
75. Hallikainen D. History of Panoramic Radiography. Acta Radiology. 1966 ; 37(3) : 441-445.

76. Harrison F. The X-rays in the practice of dental surgery. Br Dent J. 1896 ; 17 : 624-628.
77. Health Physics. Historical Instrumentation Collection [En ligne]. 2012 [consulté le 18 octobre 2014]. Disponible à l'adresse : <https://www.ornl.gov/ptp/museumdirectory.htm>
78. Henrard E. Technique de la radiographie stéréoscopique. Bulletin de la Société Médical de Chirurgie du Brabant, 1903, p. 206-212.
79. Henrard E. Journal Belge de Radiologie. Tome I. Annales de la Société Belge de Radiologie. Bruxelles : Imprimerie Médicale et scientifique. 1907.
80. Hillemand P., André Bocage (1892-1953). Presse méd, 1953 ; 61(73) : 1496-1500.
81. Hudson, D.C., Kumpula, J.W., et Dickson, G. Panoramic Dental X-ray Machine. U. S. Armed Forces Med. J. 1957 ; 8: 46-55.
82. Hofman J.A.M. The art of medical imaging : Philips and the evolution of medical X-ray technology. MedicaMundi. 2010 ; 54(1) : 8-9.
83. Horner K., Drage N., Brett D. 21st Century Imaging. London : Quintessence Publishing Co ; 2008. The Historical Perspective ; p. 2.
84. ICPR. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford : Pergamon Press ; 1991.
85. Info Nucléaire. Les rayons X tuent depuis plus d'un siècle, 1998. [En ligne]. [s.d] [consulté le 09 décembre 2014] Disponible à l'adresse : http://www.dissident-media.org/infonucleaire/potions_radium.html

86. Instrumentarium Dental. ORTHOPANTOMOGRAPH OP200D, ORTHOCEPH OC200D. [En ligne]. c2012 [consulté le 05 mai 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.instrudental.com/Files/Products/OP200/Pdf/OP200_204406_3_french_lowres.pdf
87. InventingEurope. Profiting from Neutrality [En ligne]. [s.d] [consulté le 15 avril 2014] Disponible à l'adresse: <http://www.inventingeurope.eu/story/profitting-from-neutrality>
88. Jackson S.P. Sensing and repairing DNA double-strand breaks. *Carcinogenesis*. 2002; 23(5): 687-696.
89. Jacobsohn P.H., Fedran R.J., Harnessing the x-ray: Coolidge's contribution. *JADA*. 1995 ; 126(10) : 1365-1367.
90. Jacobson A.F., Ferguson J.P. Evaluation of an S.S. White Panorex X-ray machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1973 ; 36 (3) : 426-442.
91. Jean Y. et Volatron F. Structure électronique des molécules. De l'atome aux molécules simples. 3e éd. Paris : Dunod ; 2003. 199 p.
92. Jenkin J. William et Lawrence Bragg. Father and son : the most extraordinary collaboration in science. Oxford : University Press ; 2008. 458 p.
93. Jensen T.W. Free focus radiography with miniaturized dental x-ray machines: A comparaison of "midline" and "lateral" techniques. *Oral Surg, Oral Med, Oral Path*. 1983 ; 56(2) : 215-225.
94. Jon Goldberg A. The miniaturized x-ray machines in dentistry: Structural integrity and safety of the extended-anode tubes. *Dental Radiology*. American academy of dental radiology School of dentistry, University of Alabama, 1978, p. 475-479.

95. Karjodkar F.R.. History of radiology in :Textbook of Dental and Maxillofacial Radiology. New Delhi : Jaypee Brothers Medical Publishers ; 2006. p. 3-9.
96. Kavas H. Early Pioneers of Oral and Maxillofacial Radiology [En ligne]. 2013 [consulté le 10 novembre 2014]. Disponible à l'adresse:
http://c.ymcdn.com/sites/www.aaomr.org/resource/resmgr/aaomr_history/early_pioneers_of_oral_and_m.pdf
97. Keller P.A. The Cathode-Ray Tube: Technology, History and Applications. New York: Palissades Press. 1992, 314 p.
98. Kells C.E. Roentgen rays. The Dental Cosmos 41,1899, p. 1014-1029.
99. Kells C.E. Protection from the Roentgen Rays, Items of Interest ; 1912. p. 805-823.
100. Ketcham A.H., " The radiography in orthodontic ", Items of Interest. 1911 ; 33(5) : 281-302.
101. Kevles H.B. Naked to the bone : medical imaging in the twentieth century. New Jersey : Rutgers University Press. 1997, 378 p.
102. Langland O.E., Langlais R.P., McDavid W.D. History of Panoramic radiology. 2e éd. Philadelphia : Lea and Febiger. 1989, p. 3-37.
103. Laudet P. Générateur radiologique dentaire « Dentarix » de la Compagnie Générale de Radiologie, équipé d'un tube de Coolidge. [Photographie]. Toulouse : Université Toulouse III Paul Sabatier. c2011 [consulté le 07 octobre 2014] Disponible à l'adresse : <http://www.bium.univ-paris5.fr/aspad/expo95.htm>
104. Laudenbach P. Bonneau E. Korach G. Radiographie panoramique dentaire et maxillo-faciale. Paris : Masson ; 1977. p. 1-17.

105. Le Petit Parisien . Une Découverte sensationnelle. Le Petit Parisien. 1896 ; 7014 : 3.
106. Lewis L., Caplan P.E. The Shoe-Fitting fluoroscope as a radiation hazard. Calif Med. 1950 ; 72 (1) : 26-30.
107. Lincoln R. Advances in dental pantomography : the GE 3000. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1971 ; 31(3) : 430-438.
108. Lomon A., Hahn C. Précis de radiologie pratique. Paris : Société d'éditions scientifiques et médicale ; 1913. p. 12-32.
109. Londe A. Traité pratique de radiographie et de radioscopie. Technique et applications médicales. Paris : Gauthier-Villars ; 1898. p.52-76.
110. Loose L. La stéréoradiographie. Vol5. No 3. Stud Conserv. 1960 ; 5(3) : 85.
111. Mailland M. Technique de radiologie dentaire. Paris : Masson ; 1987. Notion de base en radiographie; p. 3-15.
112. Manson-Hing L.R. Fundamentals of dental radiography. 2e éd. Philadelphie : Léa et Febiger ; 1985. 236 p.
113. Martinez B. In a new light : early X-ray technology in dentistry, 1890-1955 [Thèse de Master of Science]. Arizona State University ; 2013. p. 21. Disponible à l'adresse :
http://repository.asu.edu/attachments/110258/content/Martinez_asu_0010N_12640.pdf

114. Mason R. A Family Affair dans : The Radiology History and Heritage Charitable Trust. Bristol : Thomas Adrian. 2002, 36p. [En ligne]. [s.d] [consulté le 12 décembre 2014] Disponible à l'adresse : <http://www.bshr.org.uk/journals/018%20RHHCT%20Journal%2018%202002.pdf>
115. McCall J.O., Wald S.S. Electricity, radiology and roentgenology. Dans : Clinical Dental Roentgenology : Technic and Interpretation. 4^e éd. Philadelphia : W.B. Saunders Company. 1957, p. 5-15.
116. McConkey K. Sir John Lavery's The Dentist (Conrad Ackner and his Patient) Br Dent J. 2011 ; 210(2) : 81-85.
117. Medical News. Possibilities of the Roentgen Ray in Medicine. Medical News. 1896 ; 68 : 210.
118. Meigan L. Licence Professionnelle Gestion de la Production Industrielle, spécialité Vision Industrielle. [En ligne]. [s.d] [consulté le 31 avril 2015]. Disponible à l'adresse : http://www-iut.univ-lille1.fr/lp_vi/projets/rapport_cmos_ccd_2010.pdf
119. Morita. History [En ligne]. c2015 [consulté le 27 novembre 2014]. Disponible à l'adresse : http://www.morita.com/global/cms/website.php?id=/en/company/12156_history.htm
120. Morton W.J. Radiotherapy and surgery, with a plea for preoperative radiation In : Archives of Physiological Therapy, volume I. Boston : The Gorham Press, 1905, p. 156-157.
121. Morton W.J. The x-ray and its application to dentistry. The Dental Cosmos, volume 38. 1896, p. 478-486.

122. Mould R.F. A century of x-rays and radioactivity in medicine : with emphasis on photographic records of the early years. Bristol : Philadelphia : Institute of Physics Pubs. 1993, 217 p.
123. Nahum. H. The interwar years. J Radiol. 2009 ; 90(5 Pt 1) : 545-548.
124. Nahum H., Devred P. Le journal de radiologie a 100 ans. [En ligne]. 2014 [consulté le 12 juin 2014]. Disponible à l'adresse : <http://www.sfrnet.org/sfr/societe/1-sfr/3%20-historique/article.phtml?id=rc%2Forg%2Fsfrnet%2Fhtm%2FArticle%2F2014%2F20140411-092814-464>
125. Nobelprize.org. Philipp Lenard - Biographical [En ligne]. 2013 [consulté le 15 mai 2014]. Disponible à l'adresse : http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1905/lenard-bio.html
126. Nobelstiftelsen. Nobel Lectures, physics 1901-1921. Amsterdam : Elsevier ; 1967. 498 p.
127. Nollet J.A. Essai sur l'électricité des corps. 2e éd. Paris : Chez les frères Guérin, 1746, p. 209-213.
128. Paatero, Y.V. A New Tomographical Method for Radiographing Curved Outer Surfaces. Acta Radiol. 1949 ; 32 (2-3) : 177-184.
129. Paatero Y.V. Pantomograph Patent. Method of and apparatus for x-ray photographing curved surfaces, especially for medical purposes. Brevet US2684446 A, 20 juillet 1954.
130. Pallardy G., Pallardy M.J., Wackenheim A. Histoire illustrée de la radiologie. Paris : R. Dacosta. 1989, 542 p.

131. Parlons science, CurioCité. Les effets du rayonnement sur les cellules et l'ADN- Partie 1 [En ligne]. 2014 [consulté le 18 septembre 2014]. Disponible à l'adresse : <http://www.explorecuriocite.org/portals/2/EducatorResources/fr/March/Background-r-Radiation-Effects-on-Cells-DNA-FR-March%202014.pdf>
132. Pasler F. A. Manuel de radiologie dentaire et maxillo-faciale. Lausanne : Payot ; Paris : Doin ; 1987. Physique radiologique; p. 13-34.
133. Pellerin Y. La radioprotection en chirurgie dentaire. Paris : Prélat J. ; 1976. 61p.
134. Perrin Y. Intérêt et évolution des différents examens complémentaires radiologiques en implantologie. Thèse de doctorat en chirurgie dentaire de 2e cycle. Nancy. 2005, p. 17.
135. Petrikowski C.G. Introducing digital radiography in the dental office: an overview. J Assoc Dent Can. 2005 ; 71 : 651-657.
136. Philips C.E. Bibliography of X-ray literature and research (1896-1897) : being a ready reference index to the literature on the subject of Röntgen or X-rays. London : The Electrician Printing and Publishing Co ; 1896. 68 p.
137. Philips. "Practix" l'appareil à rayons X aux possibilités multiples. Paris : Philips-Metallix ; 1941. 36 p.
138. Philips. Documentations sur les appareils "metallix", "Practix", "Dental Practix", "Oralix", "Orthoralix", et minuterie "Optident". Philips ; 1937. 98 p.
139. Philips Historical Products. Philips X-Ray. Musée Eindhoven, Pays-Bas. [En ligne]. c2013 [consulté le 12 mai 2014]. Disponible à l'adresse : <http://www.philips-historische-producten.nl/xray-uk.html>

140. Pierron E. Précis d'électro-radiologie appliqué à l'Odonto-stomatologie, L'Expansion scientifique française ; 1933. p. 251-262.
141. Pilon H. De Faraday à Coolidge : documentation sur les rayons X. Journal de Radiologie et d'Électrologie. 1939 ; 1(23) : 459.
142. Pizon P. La radiologie en France : 1896-1904. Paris : L'Expansion Scientifique Française ; 1970. 128 p.
143. Porter S.S. William Herbert Rollins. Dental Radiogr Photogr. 1960 ; 33(1) : 3-19.
144. Poyser A.W. Magnetism and electricity: A manual for students in advanced classes. New York : Longmans Green, & Co ; 1982. p. 285.
145. Pramod J.R. Essential of Dental Radiology. New Delhi : Jaypee Brothers Medical Publishers ; 1999. Chapitre 1, History of radiation ; p. 4.
146. Pre-Owned Dental Inc. Pre-Owned Dental Inc. [En ligne] [s.d] [consulté le 13 novembre 2014] Disponible à l'adresse : <http://www.cascade-dental.net>
147. Pritchard D. Heliosphere Siemens. c2014 [En ligne] [Consulté le 09 décembre 2014] Disponible à l'adresse : https://www.1stdibs.com/furniture/lighting/decorative-lighting-lamps/heliosphere-x-ray-lamp/id-f_1260534
148. Niay E. Considérations générales sur la tomographie. Revue C.G.R. 1956 (1) : 1-26.

- 149.Quintero J.C., Trosien A., Kapila S., et al. Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthod.* 1999 ; 69(6) : 491-506.
- 150.Radiguet A., Massiot J. Prix-courant illustré des appareils photographiques, fournitures et accessoires divers : catalogue n° 97, 1901-1902. 4e éd. Paris : Impr. Garjeanne ; 1902. p. 2.
- 151.Raoult A. Les dangers des radiations au cabinet dentaire. Thèse d'exercice d'odontologie. Université de Nantes ; 1973, 37p.
- 152.Raper H.R. Elementary and dental radiography. New York : Consolidated Dental MFG Co ; 1918, p. 41-304.
- 153.Raper H.R., " The dangers of X ray ", *Items of Interest* ; 1912. p. 725-730.
- 154.Rollins W. Notes on X-lights. Boston : The University Press ; 1903. p. 256-389.
- 155.Rousseau C. Les premières utilisations des rayons-X en Art dentaire. *Bulletin de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire* [En ligne]. c2008 [consulté le 3 mars 2014]. Disponible à l'adresse :
http://www.biusante.parisdescartes.fr/sfhad/iahd_08f.htm
- 156.Rushton V.E., Rout J. Panoramic Radiology. Quintessence Publishing Co. Ltd. London; 2006. p. 2-4.
- 157.Sakoh T. Exposure distribution and total risk in intraoral source radiography. *Shikwa Gakuho.* 1989 ; 89(4) : 823-839.
- 158.Samaras C.D. Digital radiography: the standard of care. *Compend Contin Educ Dent*, 2008 ; 29 : 506-509.

- 159.Schaeffer, Stuckert. Zahnaufnahmen mit Röntgen-Strahlen. Deutsche Monatsschrift für Zahnheilkunde. 1897 ; (1) : 1-10.
- 160.Schmidt R. Imagerie radiologique conventionnelle : production de l'image radiologique. Paris : Elsevier Masson ; 1990. p. 52.
- 161.Shrader Electronics. The Golden Years 1920-1959 [En ligne]. [s.d] [consulté le 12 juin 2014]. Disponible à l'adresse :
<http://www.ritterdental.com/Story/TheGoldenYears/TheGoldenYears.htm>
- 162.Science Museum. [En ligne]. c2014 [consulté le 5 avril 2014]. Disponible à l'adresse : <http://www.sciencemuseum.org.uk>
- 163.Scientific Photography. Arthur Willis Goodspeed [En ligne]. 2012 [consulté le 17 décembre 2014]. Disponible à l'adresse :
<http://photoseed.com/blog/category/scientific-photography/>
- 164.Sella A. Coolidge's X-ray Tube. [En ligne]. 2013 [consulté le 15 octobre 2014] Disponible à l'adresse : <http://www.rsc.org/chemistryworld/2013/01/classic-kit-coolidge-x-ray-tube>
- 165.SFHAD. L'évolution technologique de la radiographie en art dentaire [En ligne]. 2008 [consulté le 27 juillet 2014]. Disponible à l'adresse :
http://www.biusante.parisdescartes.fr/sfhad/cab_txt21.htm
- 166.Siemens. Röntgenstrahlen in der Medizin. Documentations appareils Status X, Orthoceph, Orthopantomograph et SK150. Documentations REINIGER, GEBBERT et SCHALL ; 1948. 67p.
- 167.Singer S.R. A Review of Dental Radiology. NY State Dent J. 1995 ; 10 : 7.

- 168.S. S. White Company. Panorex Operating Manual. N.Y. : Great Neck ; 1970. 92p.
- 169.Stephens C.J.B. Office of the Dr Stephens, Office and laboratory. Items of Interest. 1897 ; 19 (5).
- 170.Streller E., Winau R. Wilhelm Conrad Rontgen (1845-1923). Bonn-Bad Godesberg : Inter Nationes ; 1973. 71 p.
- 171.Streller E. Die erste Röntgenaufnahme von Zähnen. Zahnärztliche Mitteilungen. 1965 ; (19) : 947-949.
- 172.Taylor J.A. History of Dentistry. Philadelphia : Lea and Febiger ;1922. VIII- 238 p.
173. Teman G., Lacan A., Sarrazin L. Imagerie maxillo-faciale pratique. 2e éd. Paris : Quintessence International ; 2001. 243 p.
- 174.The Belgian Museum of Radiology. Portable radiological unit Microsecurix CGR. 1930 [En ligne]. 2014 [consulté le 04 décembre 2014] Disponible à l'adresse: <https://radiology-museum.be/>
- 175.Thomas A.M.K., Guy J.M. The early reception of Röntgen's discovery in the United Kingdom. Dans : Thomas A.M.K., Isherwood I., Wells P.N.T. The invisible light : 100 years of medical radiology. Oxford : Blackwell Science ; 1995. p. 7-12.
- 176.Thomas A.M.K., Banerjee A.K. The History of Radiology. Oxford : Oxford University Press ; 2013. p. 1-10.
- 177.Torlais J. Un physicien au siècle des Lumières, l'abbé Nollet : 1700-1770. Nouvelle éd. Elbeuf-sur-Andelle : Jonas ; 1987. 195 p.

178. Turpain A. Les applications pratiques des ondes électriques : télégraphie sans fil, télégraphie avec conducteur, éclairage, commande à distance. Paris: C. Naud ; 1904. p. 218.
179. Vallery-Radot, R. The Life of Pasteur. New York : Doubleday ; 1914. 484 p.
180. Van Aken J., Van der Linden L.W.J. The integral absorbed dose in conventional and panoramic complete-mouth examinations. Oral roentgenology American Academy of Oral Roentgenology. 1966 ; 22 (5) : 604-616.
181. Van Woert W.J. Regular meeting of the New York odontological society. Dent Cosm. 1897 ; 39 (5) : 837-838.
182. Vitoux G. Les Rayons X et la photographie de l'invisible. Paris : Chamuel ; 1896. p. 116-117.
183. Muzéo. Le Docteur Louis Viau dans son cabinet dentaire de Vuillard E. [En ligne]. [Tableau] [consulté le 14 mai 2014]. Disponible à l'adresse : <http://fr.muzeo.com/reproduction-oeuvre/le-docteur-louis-viau-dans-son-cabinet-dentaire/vuillard-edouard>
184. Wald S.S. Improved Methods for Dental Stereoscopic Radiography as an Aid in Accurate Localization And Diagnosis. Dental Cosm. 1929 ; (71) : 460.
185. Walden T.L. The first radiation accident in America: a centennial account of the x-ray photograph made in 1980. Radiology. 1991; 181(3): 635-639.
186. Walter G., Walter H. Les sciences racontées à ma petite-fille. Paris : Robert Laffont ; 2009. 276 p.

- 187.Walkhoff O. Die erste Anwendung der Röntgenstrahlen und des Radiums in der Zahnheilkunde. Correspondenz Blatt für Zahnärzte. 1928 ; 10 : 307-310.
- 188.Walkhoff O. Aufnahme der Gesichtsknochen mit Röntgenstrahlen. Correspondenz Blatt für Zahnärzte. 1928 ; 2 : 97-99.
- 189.Whaites E. Essentials of Dental Radiography and Radiology. 4e éd. Edinburgh : Churchill Livingstone Elsevier ; 2007. The production, properties and interactions of X-rays; p. 15-23.
- 190.White S.C., Pharoah M.J. Oral radiology : principles and interpretation. 6e éd. St Louis : Mosby Elsevier ; 2009. Radiation Physics ; p. 3-11.
- 191.White S.C., Pharoah M.J. Oral radiology : principles and interpretation. 7e éd. St Louis : Mosby Elsevier ; 2014. Radiation Physics ; p. 2-16.
- 192.Wikipédia. Weston Price [en ligne]. 2014 [consulté le 15 septembre 2014].
Disponible à l'adresse : http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Weston_Price&oldid=618388435
- 193.Williams H.S. A History of Science, vol. 5. London : Harper ; 1904. p. 106.
- 194.Wuerhmann A.H. Oral Roentgenology. American Academy of Oral Roentgenology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1963; 16(5): 561-571.
- 195.Wuehrlann A. Radiologie dentaire. Paris : Julien Prélat éditeur ; 1978. 439 p.
- 196.Wynbrandt J. The Excruciating History of Dentistry. New York: St. Martin's Press ; 1998. 248 p.

ZARATE Julien – Avènement et évolution de la radiologie en odontologie de la fin du XIX^e siècle à aujourd'hui

Nancy : 2015 – 212 pages – 172 figures – 4 tableaux

Th. Chir.-Dent. : Université Lorraine : 2015

Mots-clés : historique, rayons X, Röntgen, cuve radiogène, cancer radio-induit.

Résumé : Ce travail retracera l'histoire de la radiologie dentaire de la découverte des rayons X par Röntgen à la radiologie moderne.

A la fin du XIX^e siècle, Röntgen, comme d'autres physiciens, se passionnait pour l'étude des rayons cathodiques. Le 8 novembre 1895, il découvrit un rayonnement inconnu : les rayons X. Ce jour marqua le début d'une révolution dans le monde dentaire et médical mais certains pionniers de la radiologie en paieront un fort tribut, ne se protégeant pas suffisamment des effets de ce rayonnement. Nombreux furent ceux qui, moururent des effets de ce nouveau rayonnement, après avoir reçu une dose d'irradiation trop élevée.

À cette époque, l'acquisition d'un appareil de radiologie dentaire relevait du « parcours du combattant ». En effet, les premiers appareillages de radiologie dentaire n'étaient pas encore disponibles en un seul bloc. Le dentiste devait, par ses propres moyens, se procurer les différents éléments de l'appareil sous forme de pièces détachées. Nous décrirons ainsi l'appareillage radiologique dentaire à ses débuts : sa construction et son évolution notamment avec le tube de Coolidge que nous utilisons encore aujourd'hui.

En s'appuyant sur l'aspect historique, nous aborderons les différentes techniques de radiologie, que nous utilisons fréquemment en cabinet dentaire y compris la radiologie panoramique et la radiologie numérique. Notre but sera de découvrir par les expériences de nos prédécesseurs ce qui fait notre quotidien.

ZARATE Julien – Avènement et évolution de la radiologie en odontologie de la fin du XIX^e siècle à aujourd'hui

Th. Chir.-Dent. : Université Lorraine : 2015

Examineurs de la thèse :

Dr J.M. MARTRETTE	Professeur des Universités	Président
<u>Dr V. MOBY</u>	Maître de Conférences	Juge
Dr A. WESTPHAL	Maître de Conférences	Juge
Dr G. BON	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge
Dr F. CAMELOT	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge

Adresse de l'auteur :

ZARATE Julien
9 rue Sonnini 54000 NANCY



UNIVERSITÉ
DE LORRAINE



Jury : Président : J-M.MARTRETTE – Professeur des Universités
Juges : V.MOBY – Maître de Conférences des Universités
A.WESTPHAL – Maître de Conférences des Universités
G.BON – Assistant Hospitalier Universitaire
F. CAMELOT – Assistant Hospitalier Universitaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: Monsieur ZARATE Julien, François

né(e) à: ALGRANGE (Moselle)

le 4 mai 1988

et ayant pour titre : « Avènement et évolution de la radiologie en odontologie de la fin du XIX^{ème} siècle à aujourd'hui ».

Le Président du jury

J.M. MARTRETTE

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie



J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 6890

NANCY, le

Le Président de l'Université de Lorraine

Pour le Président et par délégation
Le Vice-Président

P. MUTZENHARDT Martial DELIGNON