

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) Veröffentlichungsnummer: **0 529 505 A1**

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(21) Anmeldenummer: **92114171.9**

(51) Int. Cl.⁵: **H05G 1/20, H05G 1/32,
H05G 1/46, H05G 1/60**

(22) Anmeldetag: **20.08.92**

(30) Priorität: **23.08.91 DE 4127983**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
03.03.93 Patentblatt 93/09

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH DE DK FR GB IT LI NL SE

(71) Anmelder: **Bork, Klaus-Peter
Kardinal v. Galen-Strasse 12
W-4830 Gütersloh(DE)**

(72) Erfinder: **Bork, Klaus-Peter
Kardinal v. Galen-Strasse 12
W-4830 Gütersloh(DE)**

(74) Vertreter: **Strauss, Hans-Jochen, Dipl.-Phys.,
Dr. et al
Patentanwälte Dipl.-Ing. Gustav Meldau
Dipl.-Phys. Dr. Hans-Jochen Strauss
Vennstrasse 9 Postfach 2452
W-4830 Gütersloh 1 (DE)**

(54) **Verfahren zur Erzeugung kontrastreicher diagnostischer Röntgenaufnahmen sowie Schaltungsanordnung dafür.**

(57) Um diagnostische Röntgenaufnahmen mit einem an ein Wechselspannungsnetz angeschlossenen Röntgengenerator mit Konverter, Hochspannungsgleichrichter und an dessen Ausgang angeschlossener Röntgenröhre, sowie mit einer Steuereinheit, wobei der Konverter als Frequenzwandler die Frequenz des Wechselstromes auf Konverterfrequenz und als Spannungswandler dessen Spannung auf die gewünschte Hochspannung erhöht, und wobei die Schalteinheit Röhrenstrom und Röhrenspannung sowie Belichtungsdauer steuert kontrastreich zu erhalten, wird während der Belichtungszeit die Spannung der Röntgenröhre mindestens einmal von einem vorgebbaren, oberen Grenzwert auf einen ebenfalls vorgebbaren, unteren Grenzwert abgesenkt; darüber hinaus wird eine Schaltungsanordnung dafür vorgeschlagen, bei der dem Konverter (2) mindestens ein Meßeingang (E1; E2; E3) für die Spannung an der Röntgenröhre (3) sowie eine Modulationsstufe (5) zugeordnet ist, die den Meßwert der Röhrenspannung als Steuersignal auf einen das Steuersignal zum Absenken und Wieder-Anheben der Röhrenspannung erzeugenden Modulator (4) weiterleitet, der mit dem Steuerteil (2.2) bzw. mit dem Gitter der

der Röntgenröhre (3) vorgeschalteten Elektronenröhre (7) bzw. mit dem Gitter der Röntgenröhre (3') verbunden ist.

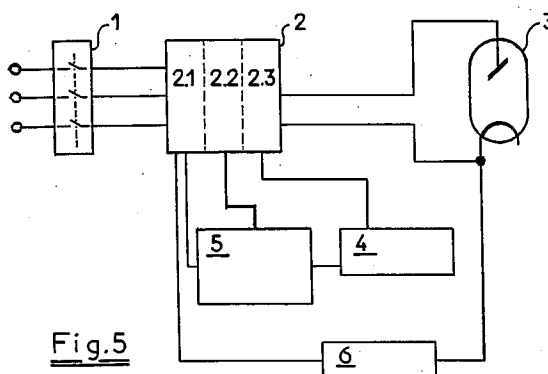


Fig.5

EP 0 529 505 A1

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Erhöhen des Kontrastes diagnostischer Röntgenaufnahmen mit einem an ein elektrisches Wechselspannungsnetz angeschlossenen Röntgengenerator mit Hochspannungsgleichrichter und daran angeschlossener Röntgenröhre und mit einer Schalteinheit, die Röhrenstrom und Röhrenspannung sowie Belichtungsdauer steuert, insbesondere solche mit einem Konverter, an dessen mit einem Ladekondensator versehenen Hochspannungsausgang die Röntgenröhre angeschlossen ist, wobei der Konverter als Frequenzwandler die Frequenz des dem Gleichrichter zugeführten Wechselstromes auf Konverterfrequenz und als Spannungswandler dessen Spannung auf einen der gewünschten Hochspannung entsprechenden Wert erhöht; sie betrifft ferner eine Schaltungsanordnung dafür.

Röntgengeneratoren zu Diagnosezwecken werden in unterschiedlichen Spannungsbereichen und mit unterschiedlichen Stromstärken sowie mit unterschiedlichen Einschalt Dauern betrieben, wobei die Höhe der an der Röntgenröhre anliegenden Spannung die spektrale Zusammensetzung der Röntgenstrahlung und Strahlungsausbeute, die Stromstärke die Strahlungsintensität und beide zusammen die Dosisleistung bestimmen, während durch die Einschaltdauer die Belichtungszeit und damit die Dosis gegeben ist. Alle drei Faktoren bestimmen die Belichtung des Röntgenfilmes und beeinflussen damit die Qualität der Röntgenbilder. Diese Beeinflussung findet einen wesentlichen Grund in der Veränderung der spektralen Zusammensetzung der Strahlung und damit in Verbindung mit den unterschiedlichen Absorptionsvermögen der im Strahlengang liegenden Gewebearten mit ihren unterschiedlichen, durch die Halbwertschichtdicke charakterisierten Absorptionsverhalten. Diese unterschiedlichen Absorptionen liefern letztendlich die unterschiedlichen Schwärzungen des Röntgenbildes und sind somit Voraussetzung für die im Röntgenbild auftretenden Kontraste, die -wegen der Spektralabhängigkeit der Gewebeabsorption- jedoch auch von der spektralen Verteilung des Röntgenlichts und -wegen der von der auftretenden Strahlungsdosis abhängigen Graduation des Röntgenfilmes (ggf. mit Verstärkerfolie)- von der auftretenden Dosis abhängen. Die Variationen der spektralen Verteilung des Röntgenlichtes und die Variationen der Dosis führen daher zu unterschiedlichen Bildqualitäten, die für die unterschiedlichen Aufnahmegegebenheiten sinnvoll ausgenutzt werden können. So wird bei einer Thorax-Aufnahme z.B. die Rippenstruktur bei niedrigerer Röhrenspannung und die Weichteilstruktur bei höherer Röhrenspannung deutlicher hervortreten, letzteres, weil die Durchstrahlung der stark absorbierenden Rippen mit der härteren Strahlung den sonst wegen der Absorption vorhandenen Informa-

tionsverlust ausgleicht.

Dabei sind diese Faktoren nicht unabhängig voneinander, da eine bestimmte Schwärzungsdichte des Röntgenfilmes einer bestimmte Dosis der Strahlung zuzuordnen ist, hängen Röhrenspannung, Röhrenstrom und Einschaltdauer notwendigerweise zusammen, wobei -ausgehend von empirischen Werten- im für Diagnosezwecke wichtigen Spannungsbereich eine Abhängigkeit der Dosis-Ausbeute mit der 5'ten Potenz der Röhrenspannung angenommen werden kann. Es versteht sich von selbst, daß die Eigenschaften des Röntgenfilmes mit zu berücksichtigen sind. Bei diesen Überlegungen zur Sicherstellung des notwendigen Kontrastes darf jedoch auch nicht die Strahlenbelastung des Körpers, insbesondere seiner Hautoberfläche mit Röntgendosis übersehen werden.

Allgemein führt eine Erhöhung der Röhrenspannung also zu einer Verkürzung der Einschaltdauer und vermeidet somit bewegungsbedingte Unschärfen; sie erlaubt eine Verkleinerung des Brennflecks auf der Röhrenanode, mit dem Erfolg einer größeren Schärfe des Bildes durch verbesserte Strahlungsgeometrie; sie ermöglicht einen größeren Abstand zwischen Röntgenröhre und Patient, die mit einer geringeren Verzeichnung, einer verringerten geometrischen Unschärfe und weniger Sekundärstrahlung verbunden ist. Eine Senkung der Röhrenspannung bedeutet dagegen eine Zunahme der Einschaltdauer. Darüber hinaus bedeutet eine Senkung der Röhrenspannung aber auch eine Verschiebung der spektralen Energieverteilung zu einer weichen Strahlung hin, die die Hautbelastung ansteigen läßt. Eine optimale Bildqualität wird also von einer Röhrenspannung auszugehen haben, die dem darzustellenden Organ und der zu durchstrahlenden Dicke des Patienten entspricht. Dieser Optimierung wird dabei zum einen durch die darzustellende Struktur und zum anderen durch die Belastbarkeit der Röntgenröhre mit Röhren-Grenzspannung und Röhren-Grenzstrom eine Grenze gesetzt. Zur Erzeugung der Röhrenspannung wird oft moderne Konvertertechnik eingesetzt, bei der zunächst eine der Netzspannung entsprechende Gleichspannung erzeugt wird, die eine der Art der Gleichrichtung entsprechende Welligkeit aufweist, wobei die im Bereich von etwa 25 kHz liegende Konverterfrequenz die Glättung bereits mit einem (relativ) kleinen Ladekondensator ermöglicht. Die am Ladekondensator anstehende Spannung wird nun über die Röntgenröhre geführt, die von dem Röhrenstrom entladen wird, die Nachladung erfolgt über das Einspeisen von gleichgerichtetem Konverterstrom, wobei der Speisewiderstand die Auf- und der Innenwiderstand der Röntgenröhre die Entladung bestimmen. Im Gleichgewicht stellt sich so eine konstante Röhrenspannung ein, die lediglich in der Aufladephase mit einer geringen

Welligkeit behaftet ist. Hierbei zeigt sich aber, daß eine Konverter-Hochspannung -besonders bei höheren Leistungen- in der Art der Hochspannung einer geglätteten Gleichspannung sehr nahe kommt. Das bedeutet, daß das Strahlungsverhalten der Röntgenröhre weitgehend als dieser Röhrenspannung zuzuordnenden Bremsstrahlung, die einen gewissen Anteil charakteristischer Strahlung der Anodenmetalls enthält, anzusehen ist, was zur Folge hat, daß das Kontrastverhalten deutlich zurückgeht. Ein solches reduziertes Kontrastverhalten ist jedoch lediglich bei Hartstrahlungs-Aufnahmen, z.B. der Thorax, gewollt und erwünscht.

Dies führt zu der der Erfindung zugrunde liegenden technischen Problemstellung, nach der ein Verfahren angegeben werden soll, mit dem unter Verwendung der Konvertertechnik kontrastreiche Röntgenaufnahmen erhalten werden; darüber hinaus soll eine Schaltungsanordnung dafür angegeben werden.

Diese Aufgabe wird nach der Erfindung dadurch gelöst, daß während der Belichtungszeit die an der Röntgenröhre anliegende Spannung mindestens einmal von einem vorgebbaren, oberen Grenzwert auf einen ebenfalls vorgebbaren, unteren Grenzwert abgesenkt wird. Damit durchläuft die Röhrenspannung in einem Belichtungsintervall alle Spannungswerte zwischen einem oberen Grenzwert und einem unteren Grenzwert, die spektrale Zusammensetzung der emittierten Röntgenstrahlung folgt dieser Spannungsänderung, so daß die für die Aufnahmesituation gewünschte, für einen maximalen Kontrast notwendige spektrale Zusammensetzung dadurch erreicht wird.

Vorteilhaft erfolgt dabei die Absenkung mehrfach, vorzugsweise quasiperiodisch, wobei nach den Absenkungen der Röhrenspannung diese jeweils auf den oberen Grenzwert angehoben wird. Vorteilhaft ist es, wenn die Unterbrechungen des während der Belichtungszeit dem Gleichrichter zugeführten höherfrequenten Wechselstromes quasiperiodisch erfolgt, wobei die dieser quasiperiodischen Unterbrechung zuzuordnende Frequenz im Bereich von 1/100 bis 1/5 der Konverterfrequenz liegt. Bei üblichen Konverterfrequenzen von 20-40 kHz bedeutet dies eine Unterbrechung, der eine Frequenz von 0,2-8 kHz zugeordnet werden kann. Bei Aufnahmedauern im Millisekunden-Bereich ist damit sichergestellt, daß während der Belichtung die Röhrenspannung mindestens einmals das gesamte Spannungsintervall durchläuft, also zwischen dem vorgegeben Maximal- und dem ebenfalls vorgegeben Minimalwert pendelt. Vorteilhaft ist es, wenn die Zeitkonstanten von Absinken der Röhrenspannung und deren Anstieg gleich gewählt sind. Dabei bildet die mit dem Ladekondensator zusammenwirkende Induktivität, im allgemeinen die lastabhängige Streuinduktivität des Hochspannungs-

transformators, einen Schwingkreis, wobei die im Schwingkreis liegenden Schaltglieder auch ausgeführt steuerbar sind.

Zum Absenken und Wieder-Anheben der Röhrenspannung wird in einfacher Weise der die Aufladung des Ladekondensators bewirkende, diesem mit Konverterfrequenz zugeführte höherfrequente Wechselstrom quasi-periodisch unterbrochen und diese Unterbrechung aufgehoben, wenn der vorgegebene obere Grenzwert der Röhrenspannung erreicht ist, bzw. wenn der ebenfalls vorgegebene untere Grenzwert der Röhrenspannung erreicht ist. Alternativ dazu wird zum Absenken und Wieder-Anheben der Röhrenspannung die negative Gittervorspannung einer der Röntgenröhre vorgeschalteten Elektronenröhre quasi-periodisch vergrößert und verkleinert, wenn der vorgegebene obere bzw. der ebenfalls vorgegebene untere Grenzwert der Röhrenspannung erreicht ist. Wiederum alternativ dazu wird zum Absenken und Wieder-Anheben der Röhrenspannung die negative Gittervorspannung einer Gittersteuerung der Röntgenröhre quasi-periodisch vergrößert bzw. verkleinert, wenn der vorgegebene obere bzw. der ebenfalls vorgegebene untere Grenzwert der Röhrenspannung erreicht ist. Wird dabei die Ladespannung des Ladekondensators oder die Spannung an der Röntgenröhre gemessen, kann bei Erreichen des Maximalwerts der Anodenspannung der Röntgenröhre entweder die Schwingung unterdrückt werden, so daß sich der Ladekondensator bis zum unteren Grenzwert entlädt, oder der Meßwert wird in eine Gittervorspannung umgesetzt, die entweder das der Röntgenröhre vorgeschaltete Elektronenrohr oder aber die Röntgenröhre selbst steuert.

Bei der ersten Alternative wird der Ladekondensator so aufgeladen, daß der obere Grenzwert auch bei Last erreicht wird; die Variation der Spannung wird durch Abfluß der Ladung über die Röntgenröhre und Zufluß von Ladung von Hochspannungsgleichrichter bewirkt, wobei bei gegebener Kapazität des Ladekondensators die Zeitdauer eines Absenkungsintervalls zusammen mit der durch die Temperatur der Kathode der Röntgenröhre die Höhe der Absenkung bestimmt. Bei Erreichen des unteren Grenzwertes wird die Unterbrechung wieder aufgehoben, die Aufladung des Ladekondensators beginnt erneut. Bei den beiden anderen Alternativen wirkt zum einen die vorgeschaltete gittergesteuerte Röhre als Vorwiderstand, der im Hochspannungskreis fließende Strom ist dabei ein von der Temperatur der Kathode der Röntgenröhre bestimmter Sättigungsstrom, die Gittervorspannung verändert den Innenwiderstand der vorgeschalteten Elektronenröhre, so daß deren Spannungsabfall die Spannung an der Röntgenröhre verändert, dabei wird die Aufladung des Ladekondensators konstant gehalten und so eingestellt, daß im Zeitintervall die

Absenkung auf den gewünschten unteren Grenzwert der Röhrenspannung erreicht wird. Wird die Röntgenröhre nicht im Bereich der Sättigung betrieben, sondern wird der Röhrenstrom von der Vorspannung der Gitters der Röntgenröhre bestimmt, ist die dritte Alternative anwendbar: Hier bewirkt die Variation der Gittervorspannung eine Erhöhung bzw. eine Verringerung der Röhrenstromes, so daß der Ladekondensator mehr oder weniger schnell entladen wird. Da die Spannung am Ladekondensator hier gleich der Röhrenspannung ist und diese durch das jeweilige Gleichgewicht zwischen Auf- (bzw. Nachladung) und Entnahme ist, muß diese zwischen einem vorgebbaren oberen und einem ebenfalls vorgebbaren unteren Grenzwert schwanken.

Mit diesen Varianten wird der gewünschte Welligkeitsgrad der Anodenspannung der Röntgenröhre erreicht: Die Röhrenspannung durchläuft ein Spannungsintervall, das die spektrale Zusammensetzungen der Röntgenstrahlung vorgibt. Während des Absenkens der Röhrenspannung wird die kurzweilige Grenzfrequenz des Strahlungsspektrums nach längeren Wellenlängen hin verschoben, die Strahlung wird weicher. Dabei kann auch bei Unterschreitung einer für die Anregung einer charakteristischen Strahlung notwendigen Spannung diese entfallen, was wegen der vorherrschenden Intensität der Bremsstrahlung jedoch von untergeordneter Bedeutung ist. Der Einfachheit halber soll dieses Wechselspiel von Absenken und Anheben hier als Welligkeit oder Modulation bezeichnet werden, wobei der Welligkeits-(bzw. Modulations-)grad als Verhältnis von Maximalspannung zu Minimalspannung angenommen wird. Vorteilhaft ist weiter, wenn Mittel vorgesehen sind, mit denen die Kurvenform von Absenkung und Wieder-Anhebung der Spannung beeinflußt werden können.

Bevorzugt ist vorgesehen, daß die Werte für die Absenkung und Wieder-Anhebung der Röhrenspannung, für deren quasi-periodische Frequenz und/oder für den "Modulations"-Grad der Röntgenröhrenspannung und damit für die erreichbaren Welligkeiten entsprechend der Art der gewünschten Röntgenaufnahme in einem Anwendungsspeicher gespeichert sind und aus dem Speicher abgerufen und zur Vorbereitung der Aufnahme vorzugsweise dem Prozessor zur Steuerung der Unterbrechung zugeführt werden. Damit wird eine Automatisierung erreicht, die in einfacher Weise Aufnahmen oder Durchleuchtungen auch bei besonderen Gegebenheiten ermöglicht, wobei auch aufgrund der gespeicherten Werte lediglich die Aufnahmesituation vorzugeben ist. Vorteilhaft wird dabei vorgesehen, daß der Anwendungsspeicher des Prozessors zusätzlich Korrekturwerte enthält, die im Zusammenhang mit einer gewünschten Röntgenaufnahme zusätzlich zu den Anwendungsdaten zu deren

Überlagerung aufrufbar sind. Damit werden zum einen Überlastungen der Röntgenröhre ausgeschlossen, zum anderen können die Strahlenbelastungen der Patienten deutlich in Grenzen gehalten werden, zumal bei dem Vorgehen im allgemeinen auf Wiederholungsaufnahmen verzichtet werden kann. Darüber hinaus wird auch eine Überwachung der Röntgenanlage selbst ermöglicht, wenn die Meßwerte für Spannungsvariation und Welligkeitsgrad zur Steuereinheit zurückgeführt werden, zum Vergleich mit den voreingestellten Werten für den oberen und den unteren Grenzwert unter Beachtung der Maximalwerte der Röntgenröhrenspannung und -strom sowie der zulässigen Stromflußdauer und zu deren Korrektur.

Eine zum Durchführen des Verfahrens vorteilhafte Schaltungsanordnung ist dadurch gegeben, daß der Konverter mindestens einen Meßeingang für die Röhrenspannung aufweist, der die gemessene Röhrenspannung als Steuersignal auf einen das Steuersignal zum Absenken und WiederAnheben der Röhrenspannung erzeugenden Modulator weiterleitet, der mit dem Steuerteil bzw. mit dem Gitter der der Röntgenröhre vorgeschalteten Elektronenröhre bzw. mit dem Gitter der Röntgenröhre verbunden ist. Durch diese Anordnung läßt sich das für die Steuerung der Röhrenspannung notwendige Signal gewinnen und entweder zum Unterbrechen der Konverterfrequenz, zum Erzeugen der Gittervorspannung der der Röntgenröhre vorgeschalteten gittergesteuerten Elektronenröhre oder schließlich zum Erzeugen der Gittervorspannung der Röntgenröhre selbst.

Vorteilhafterweise sind die Steuerschlüsse der Thyristoren des Konverters mit den Ausgängen einer Phasenanschnittsteuerung verbunden, deren die Thyristoren zündenden Stromimpulse gegenüber der Konverterschwingung entsprechend des gewünschten oberen Grenzwertes der Spannung zur Einstellung ihres oberen Grenzwertes einstellbar phasenverschoben sind, und daß die Phasenanschnittsteuerung Mittel aufweist, die jeweils nach Erreichen dieses oberen Grenzwertes die Abgabe dieser Zündimpulse sperrt, bis der untere Grenzwert der Spannung erreicht ist, wozu der Phasenanschnittsteuerung zum einen eine Verbindung zur Übernahme der phasenrichtigen Konverterfrequenz und zum anderen eine Verbindung zur Übernahme der an der Anode der Röntgenröhre, vorzugsweise an dem dem Hochspannungsgleichrichter nachgeschalteten Ladekondensator anliegenden Spannung direkt oder über einen Spannungswandler zugeführt wird. Eine derartige Schaltungsanordnung arbeitet unter den vorgegeben Bedingungen als Frequenzerzeuger und ist somit in der Lage, die Thyristoren des Konverters entsprechend zu steuern, wobei seine Frequenz von einem im Konverter enthaltenen Reihenschwingkreis vorgegebenen ist.

Durch das quasi-periodische Auf- und Entladen des Ladekondensators entstehen Spannungsschwankungen, die sich von dem vorgegeben oberen Grenzwert bis zu dem ebenfalls vorgegebenen unteren Grenzwert erstrecken. Diese Spannungsschwankungen laufen mit eigenen, jeweils von den wirkenden äußeren und inneren Widerständen abhängigen Zeitkonstanten ab. Diese Art der Schaltung führt zu einer Art "Modulation" der Konverterfrequenz, da der die Aufladung der Ladekondensators über den Hochspannungsgleichrichter bewirkende Konverter-Wechselstrom höherer Frequenz nur quasi-periodisch ansteht. Es kann daher lediglich in der auf den unteren Grenzwert der Röhrenspannung folgenden Phasenlage (der Modulationsfrequenz der Röhrenspannung) ein Ladestrom für den Ladekondensator erzeugt werden, wodurch dessen Aufladung zeitlich begrenzt und so der obere Grenzwert vorgegeben ist, wobei allerdings die Ausgangsspannung der Aufladung den oberen Grenzwert beeinflußt. Der Bereich für den "offenen" Phasenwinkel (d.h. für den Phasenwinkelbereich, in dem ein Ladestrom erzeugt wird) ist daher unter Berücksichtigung des unteren Grenzwertes festzulegen. Daher ist eine vorteilhafte Weiterbildung dadurch gegeben, daß der Konverter ein Zeitglied aufweist, zur Einstellung der Öffnungszeit und damit der Aufladezeit des Glättungskondensators. Mit diesem Zeitglied wird die für die Aufladung des Ladekondensators wirkende Zeitkonstante veränderbar. In einer weiteren Ausführungsform weist der Röntgenröhrenkreis einen der Anode der Röntgenröhre vorgeschalteten, steuerbaren Widerstand, vorzugsweise eine Triode auf, deren Innenwiderstand und somit die Zeitkonstante der Entladung des Ladekondensators steuerbar ist. Alternativ dazu wird vorgeschlagen, daß die Röntgenröhre ein Steuergitter aufweist zur Steuerung ihres Innenwiderstandes und somit der Zeitkonstanten der Entladung des Ladekondensators über die Gittervorspannung. Mit dieser Ausführung wird die die Entladung des Ladekondensators bestimmende Zeitkonstante veränderbar. Werden beide Veränderungen zusammengefaßt, können die beiden Zeitkonstanten einander angeglichen werden. Damit entsteht ein zumindest sinus-ähnlicher Spannungsverlauf an dem Ladekondensator. Um die Kurvenform einer Sinusschwingung noch weiter anzunähern, wird vorgeschlagen, daß in der den Ladestrom des Ladekondensators führenden Leitung eine Induktivität vorgesehen ist, zur Verformung der Kurvenform des vom Konverter abgegeben Stromes, wobei die Induktivität und der Kondensator einen Schwingkreis bilden mit einer Resonanzfrequenz nahe der Unterbrechungsfrequenz. Die Resonanzfrequenz dieses Schwingkreises bestimmt die Frequenz, mit der Auf- und Entladung des Ladekondensators ablaufen, und damit die

Wiederholffrequenz für die "Welligkeit". Mit Hilfe des erfindungsgemäßen Vorgehens lassen sich so alle gewünschten Kurvenformen nachbilden.

In bevorzugter Weise ist dem Konverter bzw. der Modulationsstufe ein Mikroprozessor zugeordnet, zur Aussteuerung von Unterbrechungsfrequenz und damit des "Modulations"-Grades der Röntgenröhrenspannung. Weiter wird vorteilhaft vorgesehen, daß dem Mikroprozessor ein Arbeitsspeicher und ein weiterer Massespeicher zugeordnet ist, wobei der Massespeicher Dateien enthält, in denen Aufnahme- bzw. Durchleuchtungsparameter gespeichert sind, die für eine gewünschte Aufnahme in den Arbeitsspeicher zum Vergleich mit den eingestellten bzw. den gemessenen Werten übertragbar sind. Damit wird die Vorrichtung soweit gebracht, daß sie mit einem Rechner zusammenwirken kann oder selbst einen Rechner integriert enthält. Die Verbindungen erfolgen dabei über Parallel-Bus-Strukturen, wobei serielle Verbindungen nicht ausgeschlossen sind. Mit Hilfe der gespeicherten Werte lassen sich die üblichen Aufnahmesituationen soweit vorgeben, daß diese abgerufen werden können und so verfügbar sind. Vorteilhaft erfolgt dies in Verbindung mit einem Rechner, beispielsweise einem Personal-Computer, dessen Tastatur das Eingeben der notwendigen Befehle und dessen Monitor das Überwachen des gesamten Aufnahme- oder Durchleuchtungsvorganges erlaubt. Es versteht sich von selbst, daß der Rechner auch integriert sein kann, mit Tastatur und Monitor.

In einer vorteilhaften Weiterbildung ist der Prozessor über mindestens einen internen Anschluß-Bus mit einem internen, als Permanentspeicher ausgebildeten Massespeicher verbunden, dessen Ausgangssignale zusammen mit denen des Arbeitsspeichers über einen internen Daten-Bus geführt sind, wobei diese mit den in den Eingängen sowie dem Ausgang vorgesehenen Digital/Analog- bzw. Digital/Analog-Wandler zusammenwirken. In dieser Ausbildung ist das unmittelbare Zusammenwirken der Steuervorrichtung mit der Röntgenanlage deutlich: Die Eingangswerte für Röhrenspannung, Röhrenstrom und Röhrenheizung werden so umgesetzt, daß die für die Aufnahmesituation notwendigen Variationen erzeugt werden. Dabei können die Speicher neue Aufnahmesituationen aufnehmen und speichern, sie sind lernfähig.

Das Wesen der Erfindung wird an Hand der in den Figuren 1 bis 8 dargestellten Schaltbilder sowie der Kurvenformen der Spannungsverläufe näher erläutert; dabei zeigen:

Fig. 1: Kurvenform des Verlaufs der Röntgenröhrenspannung bei einer 6-Puls-Gleichrichtung an einem Drehstromnetz;

Fig. 2: Kurvenform des Verlaufs der Röntgenröhrenspannung bei Konverters-

- peisung;
- Fig. 3: Kurvenform des Verlaufs der Röntgenröhrenspannung bei Konverterspeisung mit quasi-periodischer Auf- und Entladung des Glättungskondensators (Konverterfrequenz relativ niedrig gegenüber Unterbrechungsfrequenz);
- Fig. 4: Kurvenform entsprechend Fig. 3, jedoch höhere Unterbrechungsfrequenz;
- Fig. 5: Prinzip-Schaltbild einer mit einem Konverter gesteuerten Röntgenröhre, Konverter gesteuert;
- Fig. 6: Prinzip-Schaltbild wie Fig. 5, jedoch mit Gittersteuerung anstelle der Steuerung des Konverters,
- Fig. 6a: Mit der Röntgenröhre vorgeschalteter Triode,
- Fig. 6b: Mit gittergesteuerter Röntgenröhre;
- Fig. 7: Schaltbild eines gesteuerten Konverters mit Ansteuerung durch einen PC;
- Fig. 8: Prinzip-Schaltbild eines Röntgengenerators mit Mikroprozessor zur Steuerung der Aufladung des Glättungskondensators,
- Fig. 8a: Steuerteil, Fig. 8b: Ein- und Ausgänge.

Die Figuren 1 und 2 zeigen den typischen Verlauf der Hochspannung an der Röntgenröhre bei Verwendung einer konventionellen Gleichrichtung mit einem 3-Phasen-Doppelweg-Gleichrichter zum Erzeugen der an der Anode anliegenden Gleichspannung (Fig. 1) sowie bei Verwendung eines an sich bekannten Konverters (Fig. 2). Der wesentliche Unterschied liegt in der Welligkeit der Gleichspannung (auch "Brumm"), die bei der 6-Puls-Spannung aus dem 50 Hz-Drehstrom-Netz bei etwa 30% liegt, und die bei dem Konverter auf unter 10% absinkt. Dies liegt an der Verwendung einer (relativ) hohen Frequenz von um 20- 30 kHz, mit der hier die Hochspannung erzeugt wird. Die damit erreichten Vorteile liegen in der Einsparung an Eisen und Kupfer im Bereich des Transformators, der bei höheren Frequenzen für das Übertragen der gleichen Leistung bei gleichem Übersetzungsverhältnis zum einen mit einem kleineren Kern und zum anderen mit weniger Windungen auskommt. Darüber hinaus reicht bei den höheren Frequenzen ein kleiner Ladekondensator aus, um die Welligkeit zu reduzieren.

Die Figuren 3 und 4 zeigen die Kurvenformen von an Röntgenröhren anliegenden, mittels eines Konverters erzeugten Spannungen, die erfindungsgemäß mit einer Welligkeit versehen sind. Diese Kurven bestehen aus den aufsteigenden Ladeästen und den fallenden Entladeästen des Ladekondensators (jeweils auf die Spannung an der Röntgen-

röhrenanode bezogen). Der Übersichtlichkeit halber wurde die von der Konverterfrequenz herrührende Welligkeit, die entsprechend der Darstellung der Figur 2 die Ladeäste überlagert, nicht mit eingezeichnet, wobei es sich von selbst versteht, daß die fallenden Äste keine derartige Welligkeit zeigen. Während die Figuren 3 einen Kurvenverlauf mit einem Welligkeits- (oder Modulations)grad von etwa 50 % (Fig.3a) bzw. etwa 75% (Fig. 3b) bei einer Unterbrechungsfrequenz von etwa 1 kHz zeigt, liegt die Unterbrechungsfrequenz dem Spannungsverlauf nach Figur 4 mit etwa 3 kHz deutlich höher, wobei der Welligkeits- (bzw. Modulations)grad etwa dem der Figur 3a entspricht. Die Wahl von Unterbrechungsfrequenz und Welligkeitsgrad bestimmen äußere, von der Art der Aufnahmesituation sowie des Röntgengenerators abhängende Parameter bestimmend, wobei die Maximalspannung an der Röntgenröhre auch über die von der höherfrequenten Wechselspannung herrührenden Ladepulse bestimmt werden kann, die bei Erreichen des Maximalwertes der Anodenspannung für einige Pulse aussetzen, bis die Anodenspannung geringfügig unter dem Wert dieses Maximalwertes abgesunken ist.

Die Figur 5 und 6 zeigen Prinzipschaltungen für den Anschluß von Röntgenröhren, bei denen ein Konverter die Erzeugung der "modulierten" Anodenspannung übernimmt (Fig. 5), bei der die Entladung und damit die Anodenspannung der Röntgenröhre durch Steuerung mit einer gittergesteuerten Hochvakuumröhre erreicht wird (Fig. 6a, 6b). In allen Fällen erfolgt Spannungsversorgung aus einem (nicht näher bezeichneten) Drehstromnetz über den Leistungsschalter 1, der auch mit gesteuerten Halbleiterschaltelementen ausgeführt sein kann. Die Spannung wird dem Konverter 2 zugeführt, in dem die im Schwingungserzeuger 2.1 auf Konverterfrequenz umgesetzte Spannung im Transformator- und Gleichrichterteil 2.3 in die Anodenspannung der Röntgenröhre 3 umgeformt wird. Bei der Ausführungsform mit gesteuerten Konverter (Fig. 5) wird die an dem dem Gleichrichter nachgeschalteten Ladekondensator anliegende Spannung von dem Spannungsmeßsatz 4 erfaßt und dem Modulator 5 gemeldet, der dann seinerseits die Modulationssteuerung 2.2 solange frei gibt, bis der maximale Spannungswert am Ladekondensator gemäß Vorgabe erreicht ist, danach die Konverterschwingung stoppt und diese erst wieder frei gibt, wenn die Spannung einen (ebenfalls vorgegebenen) unteren Spannungswert am Ladekondensator erreicht hat.

Bei den Ausführungsformen mit Steuerung über eine gittergesteuerte Hochvakuumröhre anstelle der Steuerung des Konverters (bzw. der Konverterschwingungen), wie in den Figuren 6 dargestellt, wird als gittergesteuerte Hochvakuumröhre

der Röntgenröhre eine Triode 7 vorgeschaltet, wobei die der Anodenspannung der Röntgenröhre 3 entsprechende Spannung am Ausgang 7.1 der Triode abgenommen und dem Spannungsmeßsatz 4 zugeführt wird, der den Wert der anliegenden Spannung wie vorbeschrieben bewertet und dem Modulator 5 meldet, der dann seinerseits die Gittervorspannung der Triode 7 so einstellt, daß der Innenwiderstand der Triode 7 und damit der an ihr liegende Spannungsabfall die Anodenspannung der Röntgenröhre 3 den gewünschten Wert einnimmt. Wird eine Röntgenröhre 3' mit Steuergitter eingesetzt, kann mit der Gitterspannung ihr Anodenstrom gesteuert werden, wobei der Anodenstrom für den Ladekondensator eine Last darstellt und je nach Lade-Überschuß oder Lade-Defizit ein Ansteigen oder ein Absinken der Anodenspannung erfolgt. In beiden Fällen wird mit der Gittersteuerung in die Entladung des Ladekondensators eingegriffen, wobei bei "geöffnetem" Gitter die Entladung des Ladekondensators und bei hinreichend negativ vorgespanntem, gesperrtem Gitter dessen Aufladung überwiegen, wobei die Gittersteuerung selbst als "Schalter" wirkt, der ein Unterbrechen der Konverterschwingung und damit Aufladespannung ersetzt. In jedem der Fälle wird die Anodenspannung der Röntgenröhre 3 mittels der beschriebenen Steuerung so eingestellt, daß die Röntgenstrahlung im gewünschte Spektralbereich liegt.

Die Figur 7 zeigt eine (schematische) Schaltung eines mit einem PC steuerbaren Konverters, der aus dem Drehstromnetz über die Anschlüsse U, V, W versorgt wird. Der Mittelpunktleiter M_p stellt eine Verbindung zum Sternpunkt des Drehstromnetzes sicher und läßt darüber hinaus eine Abnahme einer entsprechenden Wechselspannung zu, zum Steuern des Hauptschaltrelais HR oder des Heizkreises HK zum Heizen der Kathode der Röntgenröhre RR. Die gesamte Steuerung des Röntgengenerators wird mit Hilfe des einen Rechners, z.B. einen PC mit Eingabeterminal und Monitor als Ausgabeeinheit mit umfassenden Steuerpultes STP bewirkt. Nach Einschalten des (nicht näher dargestellten) Hauptschalters wird eine Spannung für den Heizkreis HK bereitgestellt, und weiter die Spannung zum Durchschalten des Hauptschaltrelais HR zur Aktivierung der Röntgenröhre RR. Darüber hinaus wird am Steuerpult STP auch die für den vorliegenden Fall benötigte Röhrenspannung vorgewählt und der für den benötigten Röhrenstrom notwendige Heizstrom eingestellt, der -da die Kathode wegen ihrer Trägheit vorgeheizt sein muß- bereits vor Aufnahmebeginn fließt, da für den Anodenstrom der Röntgenröhre die Kathodentemperatur bestimmend ist. Diese Werte können ebenso wie die der Aufnahmesituation entsprechenden Vorwahlwerte auf dem Monitor zur Anzeige gebracht werden.

Bei Auslösen der Aufnahme wird dann mit dem Hauptschaltrelais HR die Netzspannung auf den Hochspannungserzeuger durchgeschaltet, die dann unmittelbar in den als 3-Phasen-Doppelweg-Gleichrichter ausgebildeten Netzgleichrichter NGL in eine Gleichspannung umgeformt und dem Stromwandler STW zugeführt wird. Hier liegt die durch die gleichen Kondensatoren C1, C2 symmetrierte Spannung an den Thyristoren Th1 und Th2, zu denen die Dioden D1 und D2 antiparallel geschaltet sind, an, wobei der Stromkreis über einen aus dem Kondensator C3 und der (Streu-)Induktivität des Leistungstransformators TR1 gebildeten Reihenschwingkreis geschlossen ist. Bedingt durch den Reihenschwingkreis wird die Gleichspannung in eine höherfrequente Wechselspannung umgeformt, deren Frequenz von der Kondensator-Kapazität C3 und der Streu-Induktivität des Transformators TR bestimmt wird, die im Leerlauf groß ist und mit steigender Last absinkt, was einen Anstieg der Frequenz mit steigender Last und somit eine Verkleinerung der Welligkeit bedeutet. Die Wechselspannung wird in dem Leistungstransformator TR umgespannt auf die für den gewünschten Betrieb der Röntgenröhre RR notwendige Spannung, die dann in dem (lediglich als Diode angedeuteten) Hochspannungsgleichrichter HGL gleichgerichtet und mit dem Kondensator C4 geglättet wird. Die mit steigender Last ansteigende Frequenz zusammen mit dieser Glättung bedingt die (relativ) geringe Welligkeit der Kurvenform der von einer üblichen Konverterschaltung erzeugten Gleichspannung (s. Fig. 2). Es versteht sich von selbst, daß die Konverter-Schaltung nicht auf die Anwendung eines Thyristor-Paares beschränkt ist, sondern in gleicher Weise z.B. auch mit einer Brückenschaltung realisierbar ist.

Da der Leistungstransformator ein festes Übersetzungsverhältnis aufweist, wird, um die benötigte Röhrenspannung und damit das Spektrum der Röntgenstrahlung in gewünschter Weise den Erfordernissen anzupassen, die Phase der die Thyristoren Th1 und Th2 ansteuernden Steuerstromimpulse mit Hilfe eines einer Phasenanschnittsteuerung entsprechenden Phasenschiebers PHS verschoben, so daß sich im Endergebnis eine der gewünschten Spannung entsprechende Ausgangsspannung am Ladekondensator C4 ergibt. Mit dieser festen und (nahezu) glatten Röhrenspannung ergibt sich nun ein Spektrum der Röntgenstrahlung, das zwar nicht für alle Aufnahmen und Durchleuchtungen geeignet ist, jedoch für die ausgewählte Aufnahmesituation das Optimum darstellt, wobei bei etwa patientenbedingten Abweichungen von der "idealen" Aufnahmesituation notwendige oder gewünschte Korrekturen über das Eingabe-Terminal eingegeben werden können, ggf. unter Verwendung von Auswahl-Tabellen oder im Rechner abgelegten Auswahl-Menü-

es.

Wird nun mit Hilfe eines Intervallschalters IVS die Ansteuerung der Thyristoren Th1 und Th2 quasi-periodisch unterbrochen, sinkt nach jeder Unterbrechung die für die Röntgenröhre RR dem Glättungskondensator HGL Verfügung stehende Hochspannung ab, bis dieser erneut durch Öffnen der Thyristoren Th1 und Th2 aufgeladen wird. Auf diese Weise wird eine Wechselspannung mit einer vorwählbaren, der Aufnahme oder der Durchleuchtung angepaßten Welligkeit und so eine im gewünschten Sinne liegende Verschiebung des Schwerpunktes des Strahlungsspektrums erreicht. Dabei kann das Ausschaltintervall sowohl über die Abfallzeit der Spannung am Ladekondensator HGL (Zeitkonstante von Ladekondensator und innerem Widerstand der Röntgenröhre) als auch über die direkte Bestimmung des Wertes der abfallenden Spannung am Ladekondensator erfolgen. Bei der Festlegung des Zeitintervalls ist die vorgewählte Heizung zu berücksichtigen, die über die Kathodentemperatur den Sättigungsstrom der Röntgenröhre bestimmt, die damit einen von dem Heizstrom abhängigen inneren Widerstand bekommt. Aus Sicherheitsgründen wird, um ein Überschreiten der für die Röntgenröhre zulässigen Maximalspannung zu vermeiden, der obere Spannungswert gemessen und überwacht; zum Erreichen der für eine kontrastreiche Aufnahme günstigen Welligkeit wird diese Überwachung auf den unteren Spannungswert ausgedehnt. Daher wird vorteilhaft das Öffnen der Thyristoren Th1 und Th2 an diese Spannungsmessung gekoppelt und so der Weg eröffnet, über das Steuerpult STP die Ober- und die Untergrenze für die Spannung vorzugeben, so daß während des Aufnahme- oder des Durchleuchtungsintervalls die Röhrenspannung mindestens einmal von der am Steuerpult STP vorgegebenen Oberspannung auf die ebenfalls vorgegebene Unterspannung abfällt. Diese Vorgaben erlauben das Anpassen der Schaltung auch an die Schaltungen von Röntgengeneratoren, die mit einer der Anode der Röntgenröhre vorgeschalteten gittergesteuerten Vakuumröhre (s. Fig. 6a) arbeiten, oder bei denen die Röntgenröhre RR' selbst eine Gittersteuerung aufweist (s. Fig. 6b). In diesen Fällen bedarf es der Unterbrechung der Konverterschwingung nicht, die Ladespannung liegt hier konstant an. Die Veränderung der Anodenspannung erfolgt hier durch Verringern bzw. Vergrößern der Entladung des Ladekondensators, da hier der im Anodenkreis fließende Strom nicht der der Temperatur der Kathode der Röntgenröhre entsprechende Sättigungsstrom ist, sondern durch die Gittervorspannung bestimmt wird.

Die Figuren 8 (wobei Fig. 8b entsprechend der eingetragenen Schnittstellen die Fig. 8a fortsetzt) zeigen die rechnergestützte Steuerung des Konverters in einer schematischen Prinzip-Schaltung. Der

Microcontroller U1 ist als CPU mit externer Spannungsversorgung (hier von einem Netzgleichrichter NGL mit Ausgängen für die Versorgungsspannung VCC und für eine Referenzspannung VRZ ange-deutet) und externen Taktgeber (mit Quarz TG) das Herz der Steuerung ; sie arbeitet entsprechend einem in einem ROM-Speicher U4 abgelegten Programm, das über einen externen I/O-Anschluß eingelesen wird, wobei dieser I/O-Anschluß mit einem Rechner, etwa einem PC, zumindest aber mit einem Massespeicher verbunden ist (wobei bei letzterem die CPU als Mikroprozessor auch diesen Massespeicher ansteuert). Bei einer Verbindung mit einem PC kann über dessen Eingabeeinheit (Tastatur oder Maus) und dessen Ausgabeeinheit (Monitor) unmittelbar eingegeben und abgelesen werden; es versteht sich von selbst, daß bei Verwendung der Steuerung ohne eigenen PC eine derartige Eingabe- und Ausgabemöglichkeit vorgesehen sein sollte, um eine effektive Bedienung der Steuerung zu ermöglichen. Dazu können zusätzliche externe Anschlüsse, über den I/O-Bus I/O oder den externen Steuerbus STB(ex) vorgesehen sein. Im Übrigen werden hier die elektronischen Bauteile in Art im Computerwesen üblicher Schaltungstechnik miteinander verbunden, wobei die Anschlüsse für die Versorgungsspannung VCC bzw. die Referenzspannung VRZ durch volle Kreise lediglich angedeutet ist.

Die extern eingehenden Befehle führen zur Aktivierung der CPU U1, die entsprechende Befehle über den Steuer-Bus-Ausgang "S" und den Bus-Ausgänge "C" und "B" abgibt. Die über den Adressbus ADB abgehenden Signale werden dem Latch U2 und dem ROM U4 zugeführt. Mit Hilfe der im ROM U4 abgelegten Versionen für Expositionsabläufe und Grenzbelastung der Röntgenröhre werden die entsprechenden Steuerbefehle über den Daten-Bus DDB ausgegeben, die zum einen der CPU U1 wieder zugehen, und die zum anderen den Ein- und Ausgängen zugeführt werden. Dabei werden die einem ersten, programmierbaren Logikgatter U3 zugehenden Signale in Steuersignale für den Festspeicher des ROM U4, den Arbeitsspeicher des RAM U5, die I/O-Einheit U6 sowie in das allgemeine Read/Write Signal R/W umgewandelt und über entsprechende Bus- oder Leitungsverbindungen ausgegeben: So erhält das ROM U4 das Steuersignal über die Steuerleitung ROSL, das RAM U5 über RASL und die I/O-Einheit U6 über IOSL. Die Ausgabe der Read/Write-Signale für alle erfolgt über die Steuerleitung RWSL. Ein zweites programmierbares Logik-Gatter U6 erhält über den Datenbus DDB die entsprechenden Signale für Meß- und Sollwerte sowie über das den Konverter ein- und ausschaltende Signal. Daraus leitet das zweite programmierbare Logikgatter U6 sowohl das START-Signal, das über eine gesonderte START

Leitung abgegeben wird, als auch das Eingabe/Ausgabe-Signal ab, das über den Eingabe-/Ausgabe-Bus läuft und die Eingabe- und Ausgabeeinheiten U7, U9, U11 und U14 aktiviert.

Die Eingabeanschlüsse E1, E2 und E3 für die IST-Werte von Röhrenspannung $U_{\text{Röhre}}$, Röhrenstrom $I_{\text{Röhre}}$ und Heizstrom I_{Heizung} (bzw. allgemein Heizleistung N_{Heizung}) sind im wesentlichen gleichartig aufgebaut: Jeder weist einen an die Versorgungsspannung und an die Referenzspannung angeschlossenen Operationsverstärker auf, dessen beide Eingänge mit einem Widerstands-Netzwerk versehen sind, zur Anpassung an den angeschalteten Kreis, wobei der Operationsverstärker den Signalpegel bei gewünschter Ausgangsimpedanz herstellt, der von den nachgeschalteten Analog/Digital-Wandlern U7, U9, U11 verarbeitet werden können. Die so digitalisierten Eingangssignale von E1, E2 und E3 laufen über den Datenbus DDB zur CPU U1 und zum RAM U4, um dort als IST-Werte mit den gewünschten SOLL-Werten verglichen zu werden. Aus bei diesem Vergleich aufgedeckten Abweichung errechnet die CPU U1, wobei das RAM U5 die Rolle des für die Berechnung notwendigen Arbeitsspeichers übernimmt, die notwendigen Stellbefehle, die dem Digital/Analog-Wandler U14 zugehen und über diesen, dem ein Prozessverstärker U13 als Anpassungsglied und Pegelwandler nachgeschaltet ist, über den Ausgang A1 an den Konverter abgegeben. Es versteht sich von selbst, daß die Zahl von Eingängen und Ausgängen nicht entsprechend dem gewählten Ausführungsbeispiel auf 3 bzw 1 beschränkt sein müssen. Dazu sind in Figur 8b die entsprechenden Weiterführungen der Steuerleitungen und des Daten-Busses gestrichelt angedeutet. Es versteht sich weiter von selbst, daß auch der Adress-Bus bei Verwendung weiterer RAM's (gestrichelt angedeutet) weiter geführt sein kann.

Dabei gilt generell, daß der Betrieb des Microcontrollers U1 nach dem im ROM U4 abgelegten Betriebssystem in Verbindung mit dem in ihm abgelegten und aufgerufenen oder einen von einer externen Quelle in das RAM U5 eingelesenen Programm erfolgt. Besonders für die Version der gittergesteuerten Röntgenröhre oder der mit vorgeschalteter Steuertriode gilt außerdem, daß in dem ROM U4 neben dem aktuellen Programm auch den für die angeschlossene Röntgenröhre bzw. der ihr vorgeschalteten Steuertriode (oder -tetrode) geltenden Grenzwerten für Röhrenspannung, Röhrenstrom und Anodenverlustleistung so gespeichert sind, daß sie abgerufen werden können. Es versteht sich von selbst, daß Betriebswerte für ständig wiederkehrende Expositions-Situationen als solche vorteilhaft mit Kurzbefehl abrufbar gespeichert sind. Die Steuerung des Microcontrollers U1 erfolgt über einen (ggf. extern angeschlossenen) Steuer-Bus

(mit den einzelnen Steuerleitungen für RESET, IQR, R/W, E; START, WR, RD, LOAD, MSB, LSB), der den Microprozessor U1 mit den angeschlossenen elektronischen Bausteinen, dem (flankengetriggerten) Latch U2, dem ersten programmierbaren Logik-Gatter PAL U3, dem ROM U4 für das Betriebssystem des Microprozessors U1, dem RAM U5 mit den von dem über den I/O-Anschluß von dem PC eingelesenen Programmteilen, dem zweiten programmierbaren Logik-Gatter PAL U6, sowie den Analog/Digital-Wandlern U7, U9, und U11 sowie dem Digital/Analog-Wandler U15 und deren im Ein- bzw. Ausgang zur Anpassung vorgesehenen OP-Verstärkern U8, U10, U12, U16 mit diesen und untereinander verbindet. Ein Eingangs-Bus (A-Bus des MC U1), der mit einem Eingabeterminal in Verbindung steht, erlaubt die Auswahl des für die nächste Exposition gewünschten Betriebszustandes der Röntgenröhre sowie die Eingabe von Vorgaben, die von den Standard-Werten abweichen. Der Datenaustausch zwischen der CPU U1, dem Festspeicher des ROM U5 und dem Arbeitsspeicher sowie den EingangsA/D-Wandlern U7, U9, U11, U13 und dem Ausgangs-D/A-Wandler U15 erfolgt über einen diese Bausteine verbindenden, internen Daten-Bus DDB (B-Bus der CPU U1), wobei die zugehörigen Speicheradressen über einen internen Daten-Bus ADB (C-Bus der CPU U1) zumindest an das Latch U2, das aus den Dateninformationen eine Adressinformation erzeugt, die es erlaubt, den Festspeicher des ROM U4 und den Arbeitsspeicher des RAM U5 adressmäßig anzusprechen. Über den internen Eingangs-Bus DDB gelangen auch die über die Analog-Eingänge der Steuerung zugeführten Werte für die Röhrenspannung kV-IN (E1), den Röhrenstrom mA-IN (E2), den Heizstrom A_H -IN (E3) und für in den Arbeitsspeicher RAM U5 zum Vergleich mit den aus dem Festspeicher ROM U4 geholten bzw. über das Terminal eingegebenen Vorgaben, wobei diese die SOLL-Werte und jene die IST-Werte darstellen. Es versteht sich von selbst, daß weitere Eingänge E4 bis EN vorgesehen sein können, wobei deren Anzahl lediglich durch eine Adressbegrenzung gegeben sein könnte. Bei gittergesteuerten Röntgenröhren oder bei Vorschaltung einer gittergesteuerten Vakuumröhre, wie einer Triode oder einer Tetrode genügt diese Steuerung, da hier eine von einer beliebigen Hochspannungsquelle kommende Hochspannung an der Anode der Röntgenröhre anliegt.

Für Röntgengeneratoren, die mit einem Konvertergenerator versehen sind, und die bereits in Röntgenanlagen arbeiten und die durch Einbau einer Modulationsstufe umgerüstet werden sollen, muß die Steuerung variiert werden: Die sich mit höchster Ladefrequenz (ca. 25 kHz) aufbauende Maximal-Hochspannung wird über eine bestimmte

Zeit von der Steuereinheit gemessen. Aus der Steilheit des Spannungsanstiegs der Spannung am Ladekondensator ergibt sich die Möglichkeit zum Errechnen der Unterbrechungs-Frequenz, mit der die Hochspannung moduliert (und so die Aufladung des Ladekondensators unterbrochen) werden kann. Die sich im Mittel am Ladekondensator einstellende Spannung entspricht dem Gleichgewicht zwischen Aufladung und Entladung, wobei die Welligkeit bzw. die Modulation von den einzelnen Zeitkonstanten vorgegeben werden.

Die Modulation erfolgt in der Weise, daß der Hochspannungs-IST-Wert bis zu seinem Maximum gemessen wird (über kV-IN E1). Bis zu diesem Zeitpunkt ist der Ausgabewert der Modulationsstufe gleich dem Eingangswert, es ist also $kV-OUT = kV-IN$. Bei Erreichen der Sollwertes der Hochspannung am Ladekondensator wird der an sich frei schwingende Konverter für eine Anzahl Nachladepulse gesperrt. Das Absinken der Spannung am Ladekondensator wird überwacht, so daß dies für den Konverter bedeutet, daß die Nachladung des Ladekondensators bis zu einem dem Minimalwert der Anodenspannung entsprechenden unteren Entladepunkt aussetzt (Fig. 3a, 3b). Hält nun die Modulationseinheit den Hochspannung-Wert kV-OUT für eine errechnete Zeit auf dem Höchstwert fest, täuscht sie dem Konverter vor, die Spannung sei oberhalb des Wertes, bei dem die Nachladung einsetzen muß; daher erfolgt solange keine Nachladung. Damit sinkt die tatsächliche Hochspannung adäquat zur abfließenden Röhrenleistung, die dem Ladekondensator entnommen wird, mehr oder weniger schnell auf einen von der Modulationseinheit -entsprechend der Vorgabe- festgelegten Punkt z.B. auf 30% des Hochspannung-Wertes kV-OUT. Da die Modulationseinheit den Verlauf der Hochspannung jedoch mißt, kann sie erkennen, wann dieser Punkt erreicht ist. Zu diesem Zeitpunkt wird der "echte" IST-Wert der Hochspannung kV-IST als kV-OUT-Wert ausgegeben, der die Nachladesteuerung des Converters dahingehend beeinflußt, daß schnellstmöglich oder in Abhängigkeit von der vorgewählten Welligkeit die Hochspannung wieder auf ihren Höchstwert gebracht wird, wobei auch Wellenform und/oder Steilheit des Spannungsanstiegs wählbar sind.

Bei einem neu zu konstruierenden Konverter- oder Gleichspannungsgenerator kann selbstverständlich die Modulationseinheit in das Grundkonzept integriert werden. Die Expositionsdauer wird über ein (nicht näher dargestelltes) Zeitglied erhalten, wobei dieses auf einen die mittelfrequente Niederspannung erzeugenden Stromkreis ein- bzw. ausschaltendes Schaltorgan einwirkt. Es erscheint selbstverständlich, daß sowohl weitere Eingangs-A/D-Wandler für weitere Eingangsparameter und weitere Ausgangs-D/A-Wandler vorgesehen sein

können, wenn dafür Bedarf besteht. Ein solcher Bedarf kann beispielsweise dadurch gegeben sein, daß das Einstellen der Expositionsdauer ebenfalls von der Konverter-Steuerung mit übernommen wird, wobei etwa die von einem Strahlungsindikator abgefühlte Dosis-Leistung zusätzlich als Eingangs-Parameter zur Begrenzung herangezogen wird. Das zweite Ausgangssignal würde beispielsweise in diesem Falle so auf den Konverter einwirken, daß die höherfrequente Niederspannung nur während der von diesem Ausgangssignal vorgegebenen "Offen"-Zeit erzeugt wird, oder daß die für die Umwandlung in die Hochspannung notwendigen Impulse außerhalb dieser "Offen"-Zeit unterdrückt werden. Es versteht sich weiter von selbst, daß dies auch mit einer Gittersteuerung der Röntgenröhre erreichbar ist, bei der bei Überschreitung einer zulässigen Dosis-Leistung über eine weit negative Vorspannung des Gitters der Stromfluß unterdrückt ist, wobei diese weit negative Gittervorspannung während der "Offen"-Zeit zurückgenommen wird, so daß die Röntgenröhre während dieser Zeit Röhrenstrom führt, der über die Höhe der Gittervorspannung selbst noch geregelt werden kann. Es versteht sich schließlich von selbst, daß gleiches auch mit einer der Röntgenröhre in Reihe geschalteten Triode (oder Tetrode) erfolgen kann. Die Welligkeit der Flanken der "Modulationen" ist dabei von der Konverterfrequenz vorgegeben: Bei Aufladung des Ladekondensators liegt die Konverterspannung an diesem über einen Gleichrichter mit einer der Konverterfrequenz entsprechenden Welligkeit von wenigen Prozent (Brumm) an, bei der Entladung des Ladekondensators ist dagegen die Konverterfrequenz im allgemeinen unterdrückt, so daß die der Entladung entsprechenden Flanken in diesem Fall keine Welligkeit aufweisen.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erhöhen des Kontrastes diagnostischer Röntgenaufnahmen mit einem an ein elektrisches Wechselspannungsnetz angeschlossenen Röntgengenerator mit Konverter, Hochspannungsgleichrichter und Röntgenröhre, die an dessen mit einem Glättungskondensator versehenen Hochspannungsausgang angeschlossen ist, sowie mit einer Steuereinheit, wobei der Konverter als Frequenzwandler die Frequenz des dem Gleichrichter zugeführten Wechselstromes auf Konverterfrequenz und als Spannungswandler dessen Spannung auf einen der gewünschten Hochspannung entsprechenden Wert erhöht, und wobei die Schalteinheit Röhrenstrom und Röhrenspannung sowie Belichtungsdauer steuert, **dadurch gekennzeichnet**, daß während der Belichtungszeit die an der Röntgenröhre anliegende Spannung

mindestens einmal von einem vorgebbaren, oberen Grenzwert auf einen ebenfalls vorgebbaren, unteren Grenzwert abgesenkt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Absenkung mehrfach, vorzugsweise quasi-periodisch erfolgt, wobei nach den Absenkungen der Röhrenspannung diese jeweils auf den oberen Grenzwert angehoben wird. 5
10
3. Verfahren nach Anspruch 1 Oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, daß das quasi-periodisch erfolgende Absenken und WiederAnheben der Röhrenspannung mit einer Frequenz erfolgt, die im Bereich vom 1/100 bis 1/5 der Konverterfrequenz liegt. 15
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, daß zum Absenken und Wieder-Anheben der Röhrenspannung der die Aufladung des Ladekondensators über den Hochspannungsgleichrichter bewirkende, diesem mit Konverterfrequenz zugeführte, höherfrequente Wechselstrom quasiperiodisch unterbrochen wird, wenn der vorgegebene obere Grenzwert der Röhrenspannung erreicht ist und diese Unterbrechung dann aufgehoben wird, wenn der ebenfalls vorgegebene untere Grenzwert der Röhrenspannung erreicht ist. 20
25
30
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, daß zum Absenken und Wieder-Anheben der Röhrenspannung die negative Gittervorspannung einer der Röntgenröhre vorgeschalteten Elektronenröhre quasi-periodisch vergrößert und verkleinert wird, wenn der vorgegebene obere bzw. der ebenfalls vorgegebene untere Grenzwert der Röhrenspannung erreicht ist. 35
40
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, daß zum Absenken und Wieder-Anheben der Röhrenspannung die negative Gittervorspannung einer Gittersteuerung der Röntgenröhre quasi-periodisch vergrößert bzw. verkleinert wird, wenn der vorgegebene obere bzw. der ebenfalls vorgegebene untere Grenzwert der Röhrenspannung erreicht ist. 45
50
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Werte für die Absenkung und Wieder-Anhebung der Röhrenspannung, für deren quasi-periodische Frequenz und/oder für den "Modulations"-Grad der Röntgenröhrenspannung und damit für die erreichbaren Welligkeiten entsprechend der Art 55

der gewünschten Röntgenaufnahme in einem Anwendungsspeicher gespeichert sind und aus dem Speicher abgerufen und zur Vorbereitung der Aufnahme vorzugsweise dem Prozessor zur Steuerung der Unterbrechung zugeführt werden.

8. Verfahren nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Anwendungsspeicher des Prozessors zusätzlich Korrekturwerte enthält, die im Zusammenhang mit einer gewünschten Röntgenaufnahme zusätzlich zu den Anwendungsdaten zu deren Überlagerung aufrufbar sind.
9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Meßwerte für Unterbrechungsfrequenz und Welligkeitsgrad zur Steuereinheit zurückgeführt werden, zum Vergleich zumindest mit den voreingestellten Werten für den oberen und den unteren Grenzwert unter Beachtung der Maximalwerte der Röntgenröhrenspannung und -strom sowie der zulässigen Stromflußdauer und zu deren Korrektur.
10. Schaltungsanordnung zum Durchführen des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet**, daß dem Konverter (2; KOV) mindestens ein Meßeingang (E1; E2; E3) mit Spannungsmeßsatz (4) bzw. Spannungswertwandler (U7; U9; U11) für die Spannung an der Röntgenröhre (3) sowie eine Modulationsstufe (5) zugeordnet ist, die den Meßwert der Röhrenspannung als Steuersignal auf einen das Steuersignal zum Absenken und Wieder-Anheben der Röhrenspannung erzeugenden Modulator (4) weiterleitet, der mit dem Steuerteil (2.2) bzw. mit dem Gitter der Röntgenröhre (3) vorgeschalteten Elektronenröhre (7) bzw. mit dem Gitter der Röntgenröhre (3') verbunden ist.
11. Schaltungsanordnung nach Anspruch 10, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Steuerschlüsse der Thyristoren (Th1, Th2) des Steuerteils des Konverters (KOV) mit den Ausgängen einer Phasenanschnittsteuerung (PHS) verbunden sind, deren die Thyristoren (Th1, Th2) zündenden Stromimpulse gegenüber der Konverterschwingung entsprechend des gewünschten oberen Grenzwertes der Spannung zur Einstellung ihres oberen Grenzwertes einstellbar phasenverschoben sind, und daß die Phasenanschnittsteuerung (PHS) Mittel aufweist, die jeweils nach Erreichen dieses oberen Grenzwertes die Abgabe dieser Zündimpulse sperrt, bis der untere Grenzwert der

- Spannung erreicht ist, wozu der Phasenanschnittsteuerung (PHS) zum einen eine Verbindung zur Übernahme der phasenrichtigen Konverterfrequenz und zum anderen eine Verbindung zur Übernahme der an der Anode der Röntgenröhre (3), vorzugsweise an dem dem Hochspannungsgleichrichter (HSG) nachgeschalteten Ladekondensator (C4) anliegenden Spannung direkt oder über einen Spannungswandler zugeführt wird. 5 10
12. Schaltungsanordnung nach Anspruch 10 oder 11, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Konverter (KOV) ein Zeitglied aufweist, zur Einstellung des Zeitintervalls für das Absenken und das Wieder-Anheben der Röhrenspannung. 15
13. Schaltungsanordnung nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Röntgenröhrenkreis einen der Anode der Röntgenröhre (3) vorgeschalteten, steuerbaren Widerstand, vorzugsweise eine Triode (R1), aufweist, dessen den Innenwiderstand steuerndes und somit die Zeitkonstante der Entladung des Ladekondensators (C4) steuerndes Gitter an die Modulatorstufe (5) angeschlossen ist, die die negative Gittervorspannung bei Erreichen des vorgebbaren oberen Grenzwertes der Röhrenspannung verringert und bei Erreichen des vorgebbaren unteren Grenzwertes wieder erhöht. 20 25 30
14. Schaltungsanordnung nach Anspruch 12 **dadurch gekennzeichnet**, daß die Röntgenröhre (3') ein Steuergitter aufweist zur Steuerung ihres Innenwiderstandes und somit der Zeitkonstanten der Entladung des Ladekondensators (C4) über die Gittervorspannung, wobei das den Innenwiderstand und somit die Zeitkonstante der Entladung des Ladekondensators steuernde Gitter an die Modulationsstufe (5) angeschlossen ist, die die negative Gittervorspannung bei Erreichen eines vorgebbaren oberen Grenzwertes der Röhrenspannung verringert und bei Erreichen eines vorgebbaren unteren Grenzwertes der Röhrenspannung wieder erhöht. 35 40 45
15. Schaltungsanordnung nach einem der Ansprüche 10 bis 14, **dadurch gekennzeichnet**, daß in der den Ladestrom des Ladekondensators (C4) führenden Leitung eine Induktivität vorgesehen ist, zur Verformung der Kurvenform des vom Konverter abgegeben Stromes, wobei die Induktivität und der Ladekondensator einen Schwingkreis bilden mit einer Resonanzfrequenz nahe der Unterbrechungsfrequenz. 50 55
16. Schaltungsanordnung nach einem der Ansprüche 10 bis 15, **dadurch gekennzeichnet**, daß dem Konverter bzw. der Modulationsstufe ein Prozessor (U1) zugeordnet ist, zur Aussteuerung von Unterbrechungsfrequenz und damit des "Modulations"-Grades der Röntgenröhrenspannung.
17. Schaltungsanordnung nach Anspruch 16, **dadurch gekennzeichnet**, daß dem Prozessor (U1) ein Arbeitsspeicher (U5) und ein weiterer Massespeicher (U4) zugeordnet ist, wobei der Massespeicher Dateien enthält, in denen Aufnahme- bzw. Durchleuchtungsparameter gespeichert sind, die für eine gewünschte Aufnahme in den Arbeitsspeicher zum Vergleich mit den eingestellten bzw. den gemessenen Werten übertragbar sind.
18. Schaltungsanordnung nach Anspruch 17, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Prozessor über einen externen Anschluß-Bus mit einem Rechner PC verbindbar ist, über dessen Tastatur die Eingaben erfolgen, und über dessen Monitor die Ausgabe sowohl der vorgegebenen Werte und Parameter als auch die Quittung für die Vorgaben ausgebbar sind, wobei der Rechner/ PC vorzugsweise einen als Fest-Platte oder als Disketten-Laufwerk ausgebildeten Massespeicher aufweist, über den die für die Aufnahme oder die Durchleuchtung relevanten Parameter eingebbar sind.
19. Schaltungsanordnung nach Anspruch 17 oder 18, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Prozessor über mindestens einen interne Anschluß-Bus (ADB) mit einem internen, als Permanentspeicher ausgebildeten Massespeicher (U4) verbunden ist, dessen Ausgangssignale zusammen mit denen des Arbeitsspeicher (U5) über einen internen Daten-Bus (DDB) geführt sind, wobei diese mit den in den Eingängen (E1, E2, E3) sowie dem Ausgang (A1) vorgesehenen Digital/Analog- bzw. Digital/Analog-Wandler zusammenwirken.

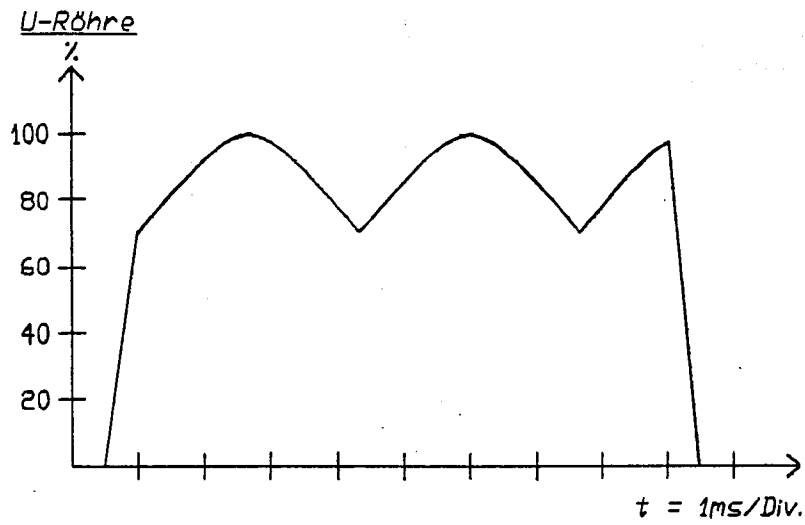


Fig.1

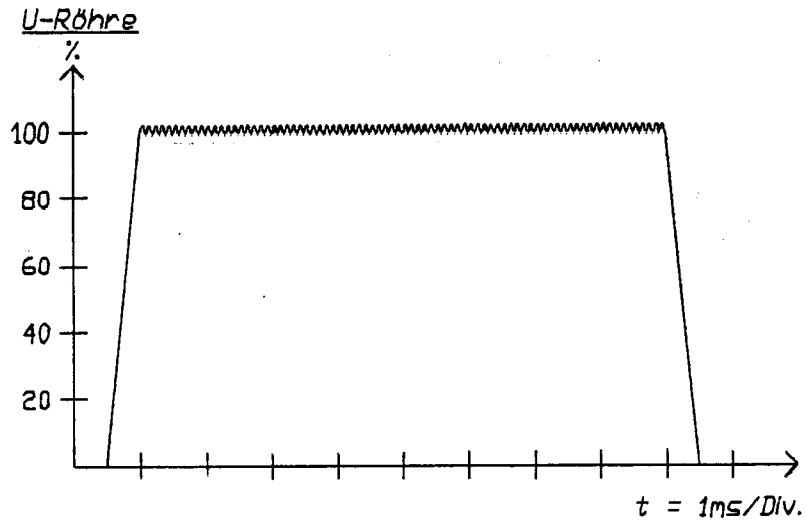


Fig.2

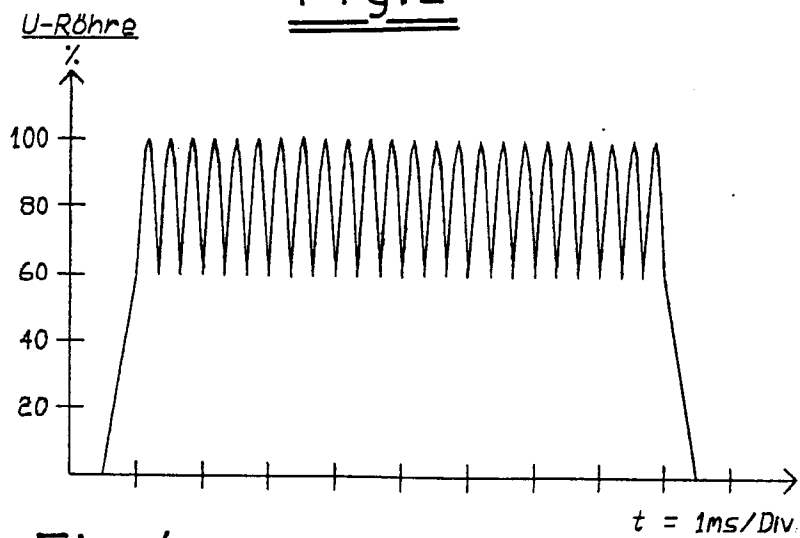


Fig.4

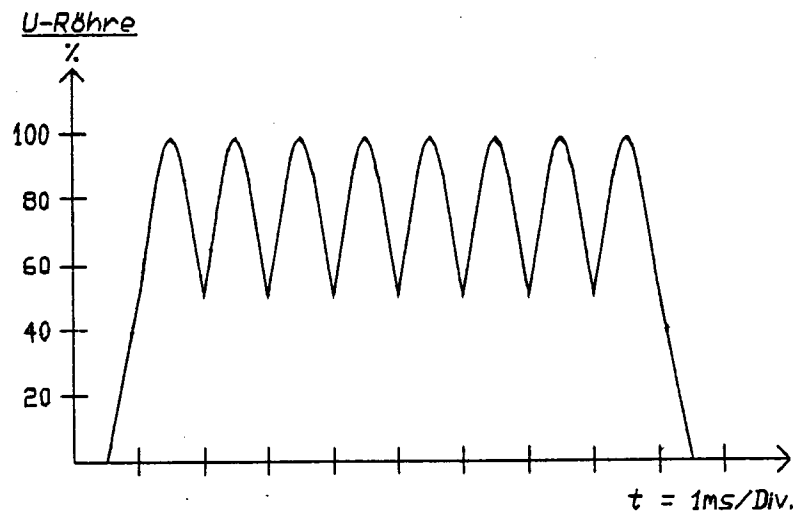


Fig. 3a

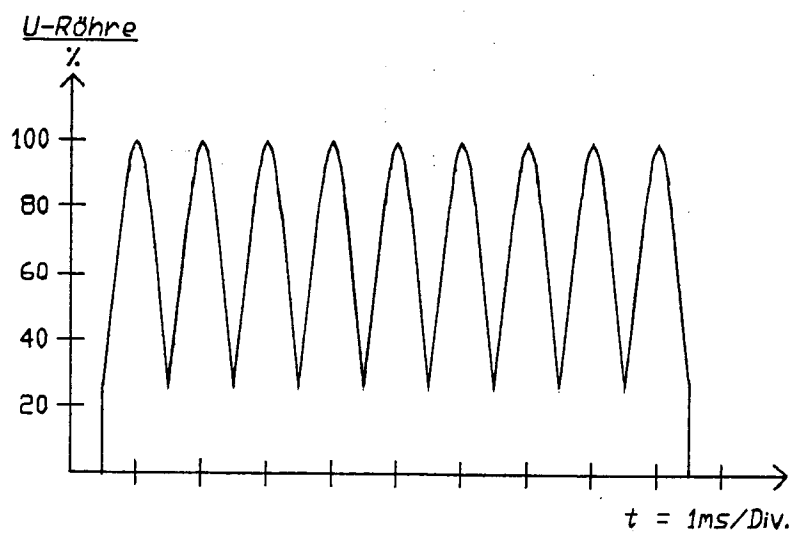


Fig. 3b

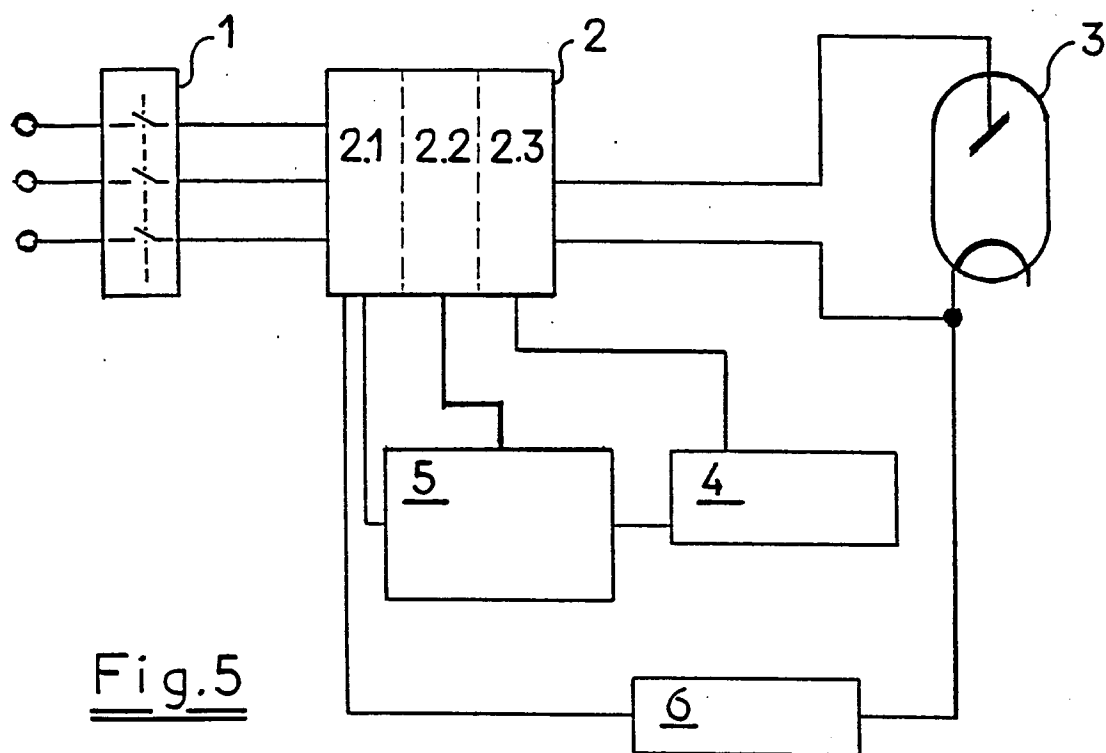
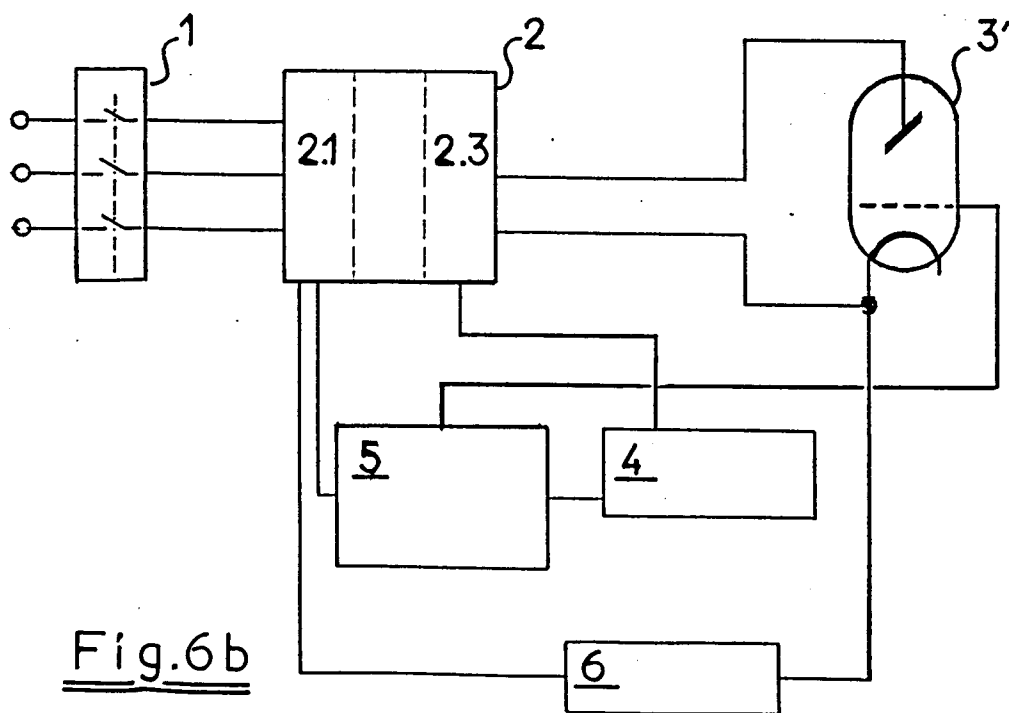
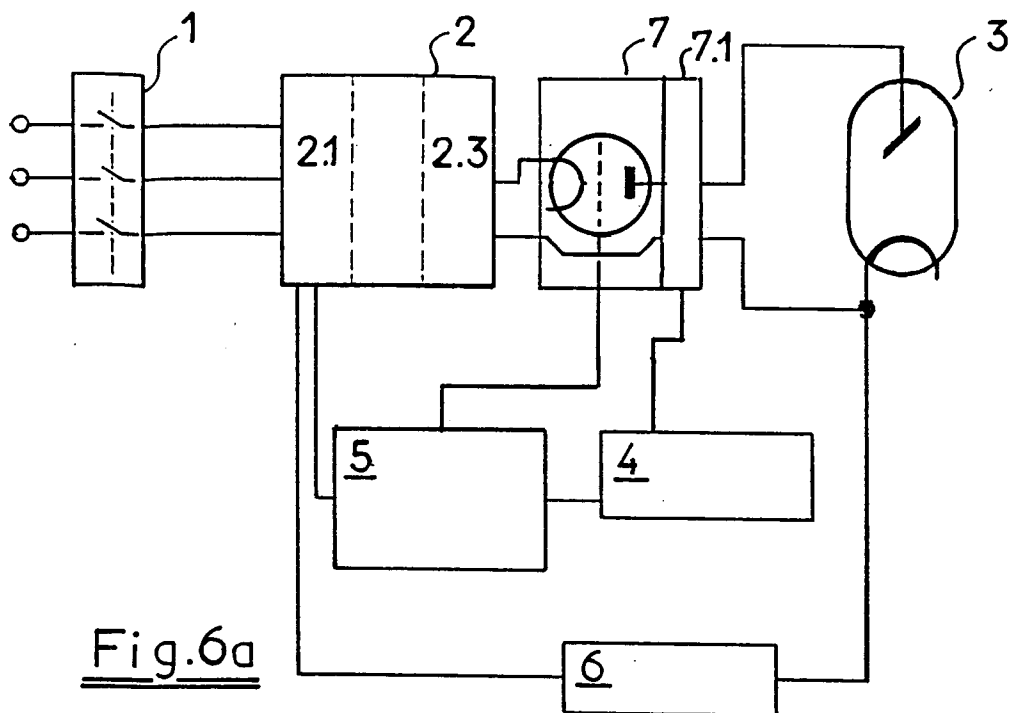
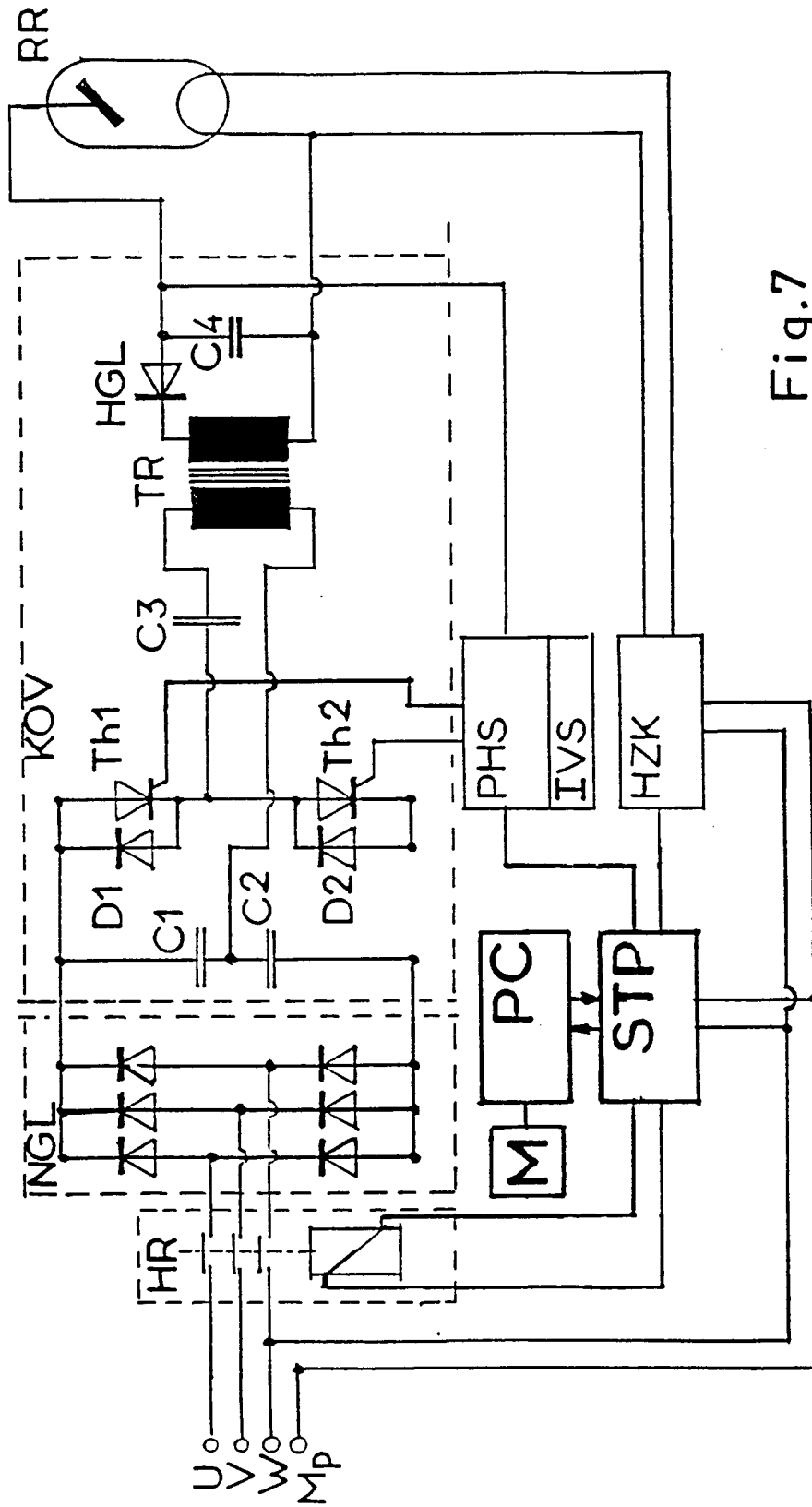
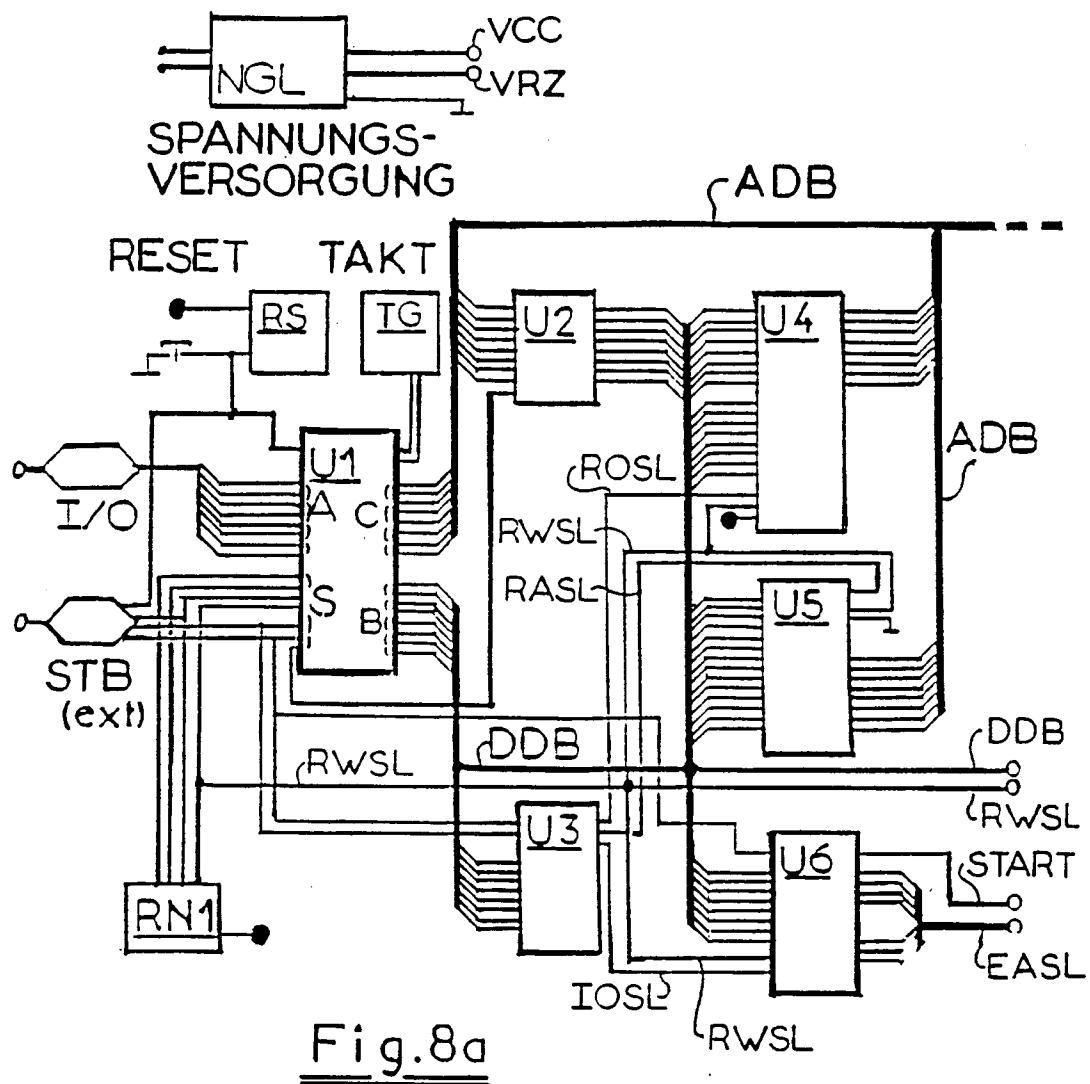


Fig.5



Fig.7



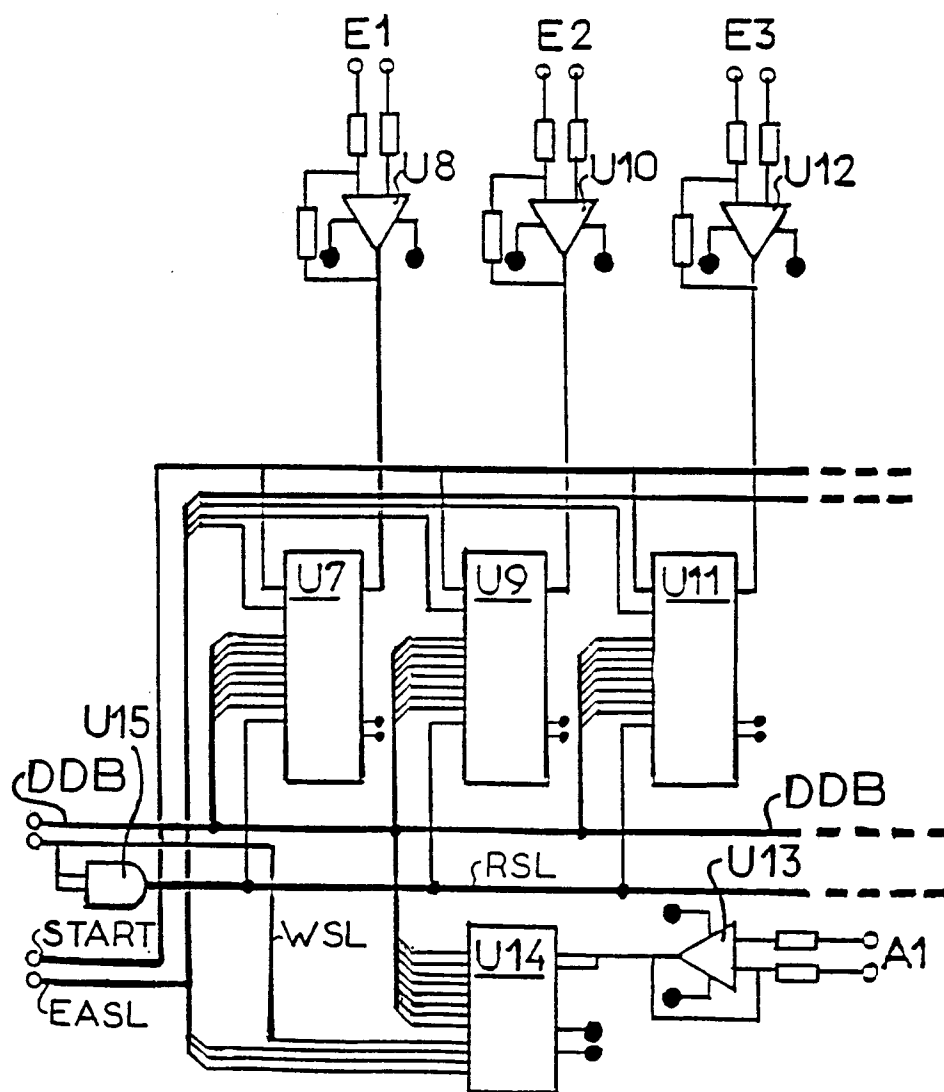


Fig.8b



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 92 11 4171

Seite 1

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl.5)
X	US-A-5 007 073 (J.R. CRAIG) * Spalte 1, Zeile 48 - Spalte 2, Zeile 64 * * Spalte 4, Zeile 7 - Spalte 5, Zeile 45; Abbildungen 1-6 *	1	H05G1/20 H05G1/32 H05G1/46 H05G1/60
Y		2,3,5-7, 10,12	
A		14,16	
Y	--- US-A-3 904 874 (H. AMTMANN ET AL.) * Zusammenfassung * * Spalte 2, Zeile 18 - Zeile 37 * * Spalte 3, Zeile 36 - Zeile 68; Abbildungen 1,3-5 *	2,3,5,7, 10,12	
A		1	
Y	--- EP-A-0 102 532 (GENERAL ELECTRIC COMPANY) * Zusammenfassung * * Seite 13, Zeile 1 - Seite 17, Zeile 25; Abbildung 1 *	6	
A		1,10,14	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int. Cl.5)
A	--- DE-A-2 224 366 (SIEMENS AG) * Seite 2, Zeile 4 - Seite 4, Zeile 21; Abbildung 1 *	1,10	H05G
A	--- US-A-4 763 343 (N.E. YANAKI) * Spalte 1, Zeile 15 - Spalte 3, Zeile 51 * * Spalte 5, Zeile 16 - Zeile 49; Abbildungen 2A-2C,3,8,12 *	1,10	
A	--- EP-A-0 096 843 (TOKYO SHIBAURA DENKI KABUSHIKI KAISHA) * Zusammenfassung * --- -/--	1,10	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort DEN HAAG		Abschlußdatum der Recherche 24 NOVEMBER 1992	Prüfer HORAK G.I.
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument			



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 92 11 4171
Seite 2

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE		
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch
A	MEDICAL PHYSICS. Bd. 6, Nr. 2, 1. März 1979, NEW YORK US Seiten 134 - 136 M.G. ORT ET AL. 'RADIOGRAPHIC QUALITY, TUBE POTENTIAL, AND PATIENT DOSE' * das ganze Dokument * -----	1,10
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt		
Recherchenort DEN HAAG	Abschlußdatum der Recherche 24 NOVEMBER 1992	Prüfer HORAK G.I.
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument		