

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(21) Anmeldenummer: **84115058.4**

(51) Int. Cl.⁴: **H 05 G 1/36**
H 05 G 1/44, H 05 G 1/60

(22) Anmeldetag: **10.12.84**

(30) Priorität: **27.01.84 DE 3402888**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
14.08.85 Patentblatt 85/33

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE FR GB

(71) Anmelder: **Siemens Aktiengesellschaft**
Berlin und München Wittelsbacherplatz 2
D-8000 München 2(DE)

(72) Erfinder: **Heinze, Udo**
Torwartstrasse 9
D-8500 Nürnberg(DE)

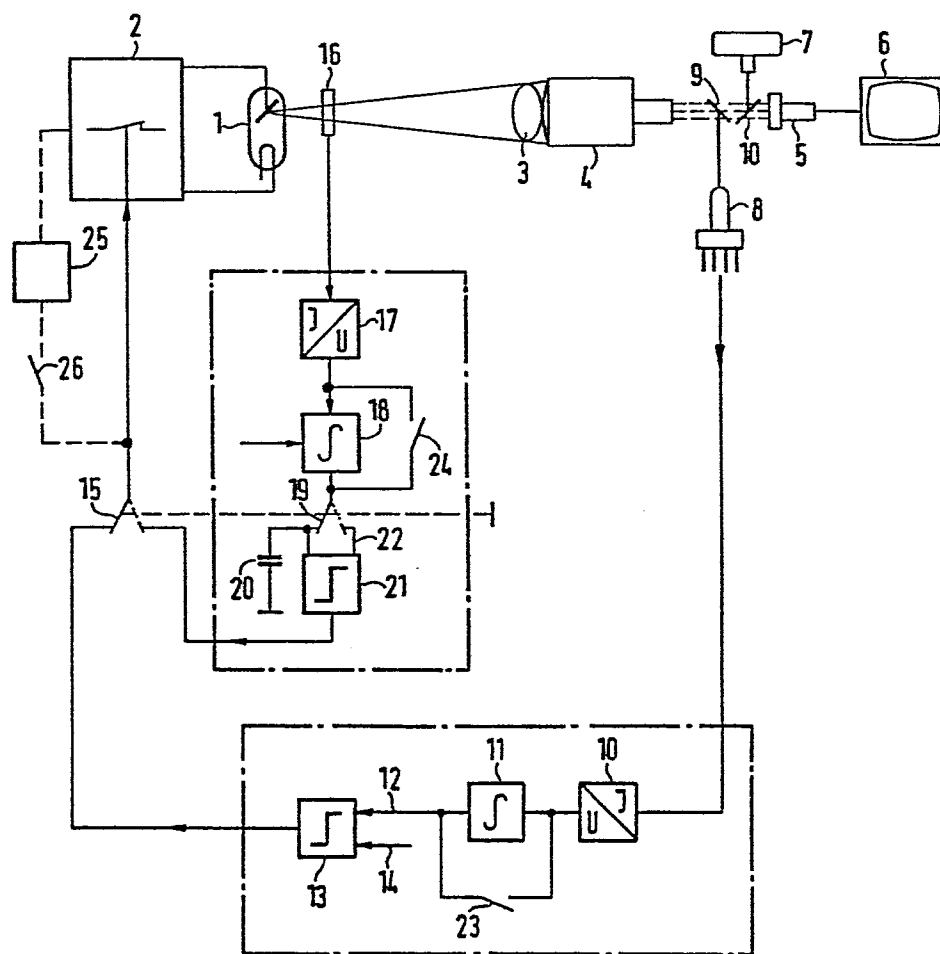
(72) Erfinder: **Marhoff, Paul**
Äussere Brucker Strasse 104
D-8520 Erlangen(DE)

(54) **Röntgendiagnostikanlage.**

(57) Die Erfindung betrifft eine Röntgendiagnostikanlage mit einem Regelkreis (8 bis 13), der einen Strahlendetektor (8) für die Erfassung der mittleren Dosis im Bereich der Dominante und eine Regelstufe (13) aufweist, die mindestens einen Aufnahmewert in Abhängigkeit vom Detektor- Ausgangssignal beeinflusst. Es ist ein röhrennaher zweiter Strahlendetektor (16) vorhanden, dem ein Speicher (20) für ein von der jeweiligen Dosisleistung beim letzten Bild abhängiges Signal nachgeschaltet ist. Das Speichersignal wird als Referenzsignal einer zweiten Regelstufe (21) zugeführt. Ein Umschalter (15, 19) schaltet die erste Regelstufe (13) ab und die zweite Regelstufe (21) ein, der dann an einem zweiten Eingang (22) ein vom aktuellen Ausgangssignal des zweiten Strahlendetektors (16) abhängiges Signal zuführbar ist. Die Erfindung ist anwendbar in Verbindung mit einem Röntgenbelichtungsautomaten im Pulsbetrieb der Röntgenröhre zur Schaltung der einzelnen Röntgenaufnahmen oder zur Dosisleistungsregelung bei kontinuierlicher Röntgenstrahlung (Durchleuchtung).

EP 0 151 270 A1

./...



Siemens Aktiengesellschaft
Berlin und München

Unser Zeichen
VPA 84 P 3025 E

- 1 -

5 Röntgendiagnostikanlage

Die Erfindung betrifft eine Röntgendiagnostikanlage mit einem Regelkreis, der einen Strahlendetektor für die Erfassung der mittleren Dosis im Bereich der Dominante und
10 eine Regelstufe aufweist, die mindestens einen Aufnahme-
wert in Abhängigkeit vom Detektor-Ausgangssignal beeinflusst.

Es ist eine Röntgendiagnostikanlage dieser Art bekannt,
15 bei der der Regelkreis einen Integrator für das Signal
des Strahlendetektors aufweist und die Regelstufe die
Hochspannung an der Röntgenröhre beim Erreichen einer
vorbestimmten Dosis pro Bild abschaltet. Ein Regelkreis
dieser Art wird als Belichtungsautomat bezeichnet. Bei
20 einer Röntgendiagnostikanlage dieser Art werden in der
Regel optimal geschwärzte Röntgenbilder erzielt. Im Fall
der Indirekttechnik kann der Belichtungsautomat dabei
als Strahlendetektor einen Bildverstärker und einen
nachgeschalteten Fotomultiplier aufweisen, der die mitt-
25 lere Bildhelligkeit im Strahlengang zwischen dem Aus-
gangsleuchtschirm des Röntgenbildverstärkers und einer
Bilderfassungseinrichtung in einem vorbestimmten Bereich
erfaßt. Fehlbelichtungen können allerdings dann auftreten,
wenn sich der Kontrast in dem vom Strahlendetektor
30 erfaßten Bereich während der Serie ändert. Solche Fehl-
belichtungen ergeben sich z.B., wenn ein Röntgenkontrast-
mittel in dem erfaßten Bereich einströmt, denn auch in
diesem Fall wird die mittlere Bildhelligkeit konstant
gehalten, die aufgrund der hohen Strahlenabsorption des

35

Tp 2 Ler / 26.01.1984

Kontrastmittels erheblich von einem diagnostisch sinnvollen Wert abweichen kann.

5 Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Röntgen-
diagnostikanlage der eingangs genannten Art so auszubilden, daß auch bei einer großen Kontraständerung in dem vom Strahlendetektor erfaßten Bereich eine optimale Bildschwärzung bzw. Helligkeit erzielt wird.

10 Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß ein röhrennaher zweiter Strahlendetektor vorhanden ist, dem ein Speicher für ein von der jeweiligen Dosisleistung beim letzten Bild abhängiges Signal nachgeschaltet ist, daß das Speichersignal als Referenzsignal einer
15 zweiten Regelstufe zugeführt ist und daß ein Umschalter vorhanden ist, durch den die erste Regelstufe ab- und die zweite Regelstufe einschaltbar ist, der dann an einem zweiten Eingang ein vom aktuellen Ausgangssignal des zweiten Strahlendetektors abhängiges Signal zuführbar
20 ist. Bei der erfindungsgemäßen Röntgendiagnostikanlage wird in dem Fall, in dem aufgrund einer hohen Bildkontraständerung aufgrund einströmenden Kontrastmittels in dem vom ersten Strahlendetektor erfaßten Bildbereich Fehlbelichtungen auftreten würden, auf einen vor dem
25 Patienten liegenden zweiten Strahlendetektor umgeschaltet, der auch vor der Umschaltung bereits ein Ausgangssignal liefert. Mit diesem Ausgangssignal wird in einem Speicher ein Signal gebildet, das der Dosis des jeweils letzten durch den ersten Strahlendetektor geschalteten
30 Bildes nach Abschluß des Einregelvorganges der erforderlichen Dosis entspricht. Nach der Umschaltung wird diese Dosis während der gesamten Bildserie konstant gehalten, was zu einer optimalen Bildschwärzung auch nach der Umschaltung führt, denn es ist davon auszugehen, daß sich
35 die für eine optimale Bildschwärzung erforderliche Dosis nicht ändert.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert.

- 5 In der Zeichnung ist eine Röntgenröhre 1 dargestellt, die von einem Röntgengenerator 2 gespeist wird und einen Patienten 3 durchstrahlt. Die Röntgenbilder werden zunächst auf dem Eingangsleuchtschirm eines Röntgenbildverstärkers 4 erzeugt, dessen Ausgangsbild über eine Fernsehkamera 5 aufgenommen und auf einem Montior 6
10 wiedergegeben wird. Ferner kann das Ausgangsbild des Röntgenbildverstärkers 4 mit Hilfe einer Filmkamera 7 festgehalten werden.
- 15 Für die automatische Belichtung der Röntgenaufnahmen der Filmkamera 7 ist ein Strahlendetektor 8 vorhanden, der die mittlere Bildhelligkeit in einem vorbestimmten Bereich erfaßt. Hierzu ist ein halbdurchlässiger Spiegel 9
20 im Strahlengang zwischen dem Ausgangsleuchtschirm des Röntgenbildverstärkers 4 und der Fernsehkamera 5 vorgesehen. Ein weiterer halbdurchlässiger Spiegel 10 führt das Röntgenbild der Filmkamera 7 zu.

- Das Ausgangssignal des Fotomultiplier 8 wird über einen
25 Strom-Spannungswandler 10 in eine entsprechende Spannung umgewandelt, die in einem Integrator 11 integriert wird. Am Eingang 12 einer Schaltstufe 13 liegt demgemäß ein Signal, das der für ein Bild aufgelaufenen Dosis entspricht. Am Eingang 14 der Schaltstufe 13 wird ein Referenzsignal angelegt. Sobald das Signal am Eingang 12
30 das Signal am Eingang 14 erreicht, bewirkt die Schaltstufe 13 über den Schalter 15, der zunächst seine voll gezeichnete Stellung einnimmt, die Abschaltung der Röntgenröhrenspannung 1.

- Die dargestellte Röntgendiagnostikanlage weist einen zweiten, röhrennahen Strahlendetektor 16 auf, dessen Ausgangssignal über einen Strom-Spannungswandler 17 in eine entsprechende Spannung umgewandelt wird, die in
- 5 einem Integrator 18 integriert wird. Das Ausgangssignal des Integrators 18 wird über einen zunächst seine voll gezeichnete Stellung einnehmenden Schalter 19 in einem Speicher 20 integriert und als Referenzspannung einer zweiten Schaltstufe 21 zugeführt.
- 10
- Stellt der Benutzer der Röntgendiagnostikanlage fest, daß der Kontrast in dem diagnostisch relevanten Bildbereich zu groß wird, beispielsweise weil ein Kontrastmittel dort ankommt, so betätigt er die Schalter 15, 19
- 15 und legt sie in ihre gestrichelt gezeichneten Stellungen um. Dieser Vorgang kann auch nach Ablauf einer Testserie automatisch erfolgen. Der Schalter 15 trennt dabei den Ausgang der Schaltstufe 13 vom Röntgengenerator 2 ab und schaltet dafür den Ausgang der Schaltstufe 21 an.
- 20 Der Schalter 19 führt das Ausgangssignal des Integrators 18 als Istwertsignal der Schaltstufe 21 zu. Das Sollwertsignal ist die Referenzspannung, die vom Speicher 20 geliefert wird. Der Speicher 20 liefert dabei eine Referenzspannung, die der beim letzten Bild vor Betätigung
- 25 der Schalter 15, 19 erreichten Dosis entspricht. Er wird vor dieser Betätigung nach jedem durch den Belichtungsautomaten 8 bis 13 geschalteten Bild zurückgestellt. Dies gilt auch für den Integrator 18.
- 30 Nach Übergang auf den Belichtungsautomaten 16 bis 21 werden demgemäß die Bilder automatisch mit einer Dosis geschaltet, die bei dem letzten durch den Belichtungsautomaten 8 bis 13 geschalteten Bild einer Testserie erreicht wurde und die demgemäß zu einer optimalen Bild-
- 35 schwärzung führt. Die Ankunft eines Kontrastmittels in

dem untersuchten Bereich ist dabei ohne Auswirkung auf das Ausgangssignal des Strahlendetektors 16 und damit auf die Bildschwärzung.

- 5 Durch den Belichtungsautomaten 16 bis 21 ist erreicht, daß insbesondere auch dann, wenn der Belichtungsautomat 8 bis 13 abgeschaltet ist, Netzspannungsschwankungen, Änderungen des Röntgenröhrenstromes bei unverändertem Einstellwert (Rückwirkung der Anode), Schwebungserscheinungen bei nicht netzsynchronem Takt einer Aufnahmeserie, bei der die Röntgenröhre 1 gepulst wird, und Einflüsse von Einschwingvorgängen der Röntgenröhren-Hochspannung ausgeregelt werden. Insbesondere bei der digitalen Subtraktionsangiographie ist der zweite Belichtungsautomat 10 16 bis 21 mit Vorteil anwendbar, da in diesem Fall die Forderung nach extrem hoher Dosiskonstanz während einer gesamten Aufnahmeserie besteht.

- 20 Wird die Röntgenröhrenspannung nicht gepulst, sondern kontinuierlich eingeschaltet (Durchleuchtung), so kann mit Hilfe der Strahlendetektoren 8, 16 wahlweise die Dosisleistung geregelt werden. In diesem Fall ist jedem dieser Strahlendetektoren 8, 16 ein Dosisleistungsregler und ein Stellglied für die Dosisleistung nachgeschaltet.
- 25 Bei Verwendung eines gemeinsamen Dosisleistungsreglers wird jeweils ein Strahlendetektor 8, 16 wahlweise, gegebenenfalls unter Zwischenschaltung eines Meßumformers, an den Dosisleistungsregler angeschaltet. Während der Einregelphase wird dabei die Dosisleistung an der Röntgenröhre 1 erfaßt und abgespeichert. Der gespeicherte Wert dient dann nach Umschaltung als Sollwert. Sind zwei Dosisleistungsregler vorgesehen, so wird wahlweise je einer dieser Dosisleistungsregler an das Stellglied angeschaltet.

Für die Dosisleistungsregelung wird ein Schalter 23 zur Erzeugung eines helligkeitsproportionalen Signales geschlossen, der den Integrator 11 überbrückt. Ferner wird auch ein Schalter 24 zur Überbrückung des Integrators 18
5 geschlossen. Die Dosisleistungsregelung erfolgt durch ein Stellglied 25, das durch einen Schalter 26 eingeschaltet wird.

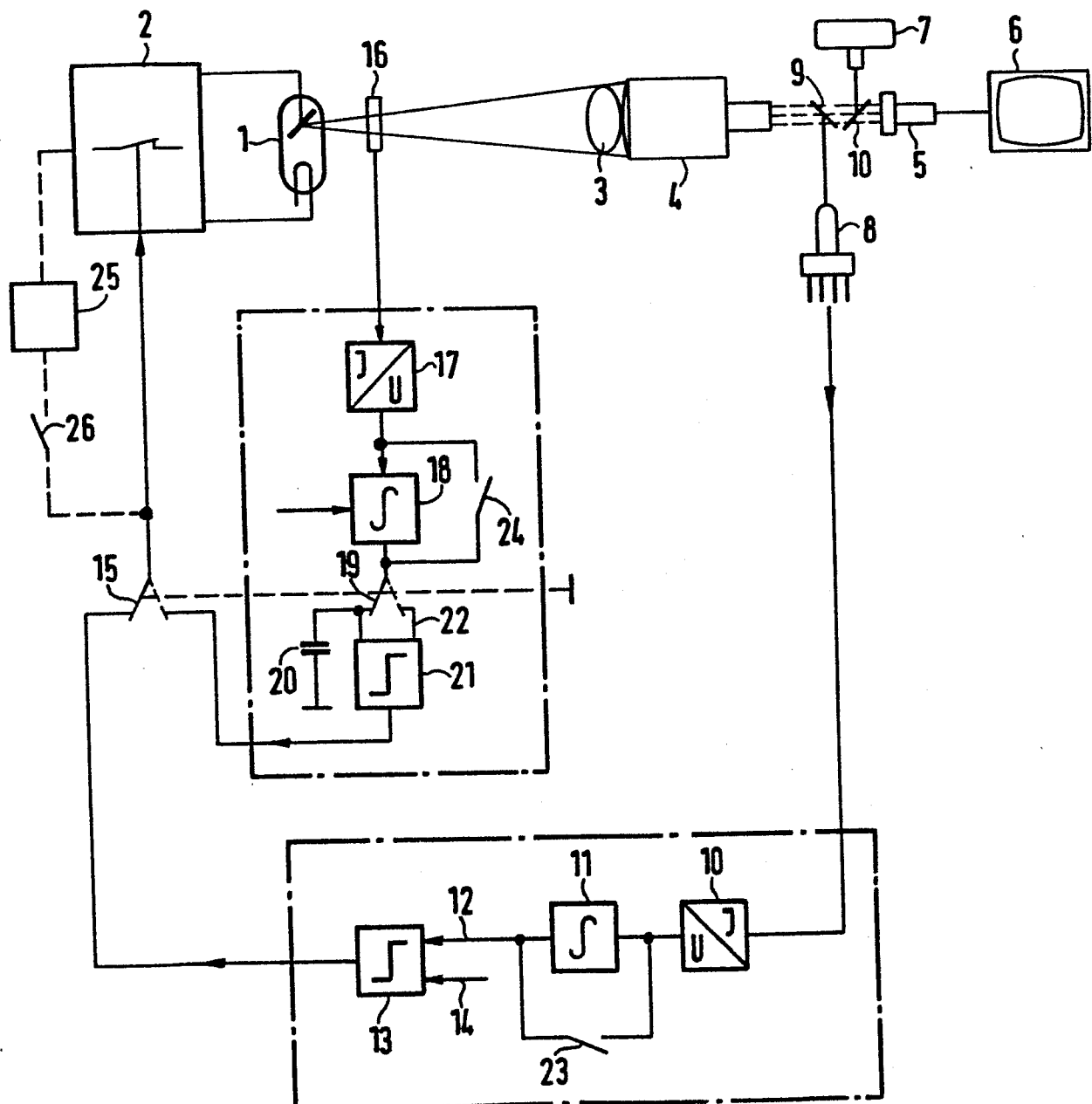
2 Patentansprüche

10 1 Figur

Patentansprüche

1. Röntgendiagnostikanlage mit einem Regelkreis (8 bis 13), der einen Strahlendetektor (8) für die Erfassung der mittleren Dosis im Bereich der Dominante und eine Regelstufe (13) aufweist, die mindestens einen Aufnahme- wert in Abhängigkeit vom Detektor-Ausgangssignal beeinflusst, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß ein röhrennaher zweiter Strahlendetektor (16) vorhanden ist, dem ein Speicher (20) für ein von der jeweiligen Dosisleistung beim letzten Bild abhängiges Signal nachgeschaltet ist, daß das Speichersignal als Referenzsignal einer zweiten Regelstufe (21) zugeführt ist und daß ein Umschalter (15, 19) vorhanden ist, durch den die erste Regelstufe (13) ab- und die zweite Regelstufe (21) einschaltbar ist, der dann an einem zweiten Eingang (22) ein vom aktuellen Ausgangssignal des zweiten Strahlendetektors (16) abhängiges Signal zuführbar ist.

2. Röntgendiagnostikanlage nach Anspruch 1, d a - d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß der Regelkreis (8 bis 13) einen Integrator (11) für das Signal des ersten Strahlendetektors (8) aufweist und die Regelstufe (13) die Hochspannung an der Röntgenröhre (1) beim Erreichen einer vorbestimmten Dosis pro Bild abschaltet, daß der zweite Strahlendetektor (16) an einem zweiten Integrator (18) angeschlossen ist, dem der Speicher (20) nachgeschaltet ist und daß der zweiten Regelstufe (21) bei betätigtem Umschalter (15, 19) am zweiten Eingang (2) das Ausgangssignal des zweiten Integrators (18) zuführbar ist.





Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

0151270
Nummer der Anmeldung

EP 84 11 5058

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl. 4)
A	DE-A-1 929 894 (LITTON INDUSTRIES INC.) * Seite 3, Zeilen 1-17; Seite 5, Zeilen 1-24; Seite 12, Zeilen 1-14; Seite 13, Zeile 21 - Seite 14, Zeile 24; Abbildung *	1	H 05 G 1/36 H 05 G 1/44 H 05 G 1/60
A	--- US-A-3 491 239 (H.J. DALMAN) * Spalte 1, Zeilen 11-72; Spalte 4, Zeile 73 - Spalte 5, Zeile 41 *	1	
A	--- GB-A-2 105 032 (N.V. PHILIPS' GLOEILAMPENFABRIEKEN) * Seite 2, Zeile 120 - Seite 3, Zeile 27 * & DE - A - 3 132 057	1	
A	--- DE-A-2 741 052 (SIEMENS AG) * Seite 4, Zeile 28 - Seite 6, Zeile 4; Abbildung 1 *	1	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int. Cl. 4)
A	--- FR-A-2 329 134 (SIEMENS AG) * Seite 6, Zeilen 2-22 * & DE - A - 2 546 948 -----	1	H 05 G 1/00
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort DEN HAAG		Abschlußdatum der Recherche 07-05-1985	Prüfer HORAK G.I.
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTEN X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentedokument, 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			