



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 35 095 A1** 2004.02.12

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 35 095.0**  
(22) Anmeldetag: **31.07.2003**  
(43) Offenlegungstag: **12.02.2004**

(51) Int Cl.7: **A61B 5/044**  
**A61B 5/0402, A61B 5/0432**

(30) Unionspriorität:  
**10/064634 01.08.2002 US**

(74) Vertreter:  
**Tiedtke, Bühling, Kinne & Partner GbR, 80336 München**

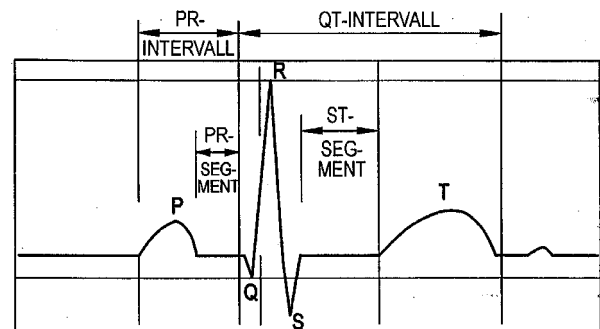
(71) Anmelder:  
**GE Medical Systems Information Technologies, Inc., Milwaukee, Wis., US**

(72) Erfinder:  
**Brodnick, Donald Eugene, Cedarburg, Wis., US**

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zur Echtzeitanzeige von gefilterten Elektrokardiogrammdaten**

(57) Zusammenfassung: Es wird ein Verfahren (300) zur Anzeige von Signalverlaufsdaten auf einer Anzeigevorrichtung offenbart. Bei einem beispielhaften Ausführungsbeispiel umfaßt das Verfahren (300) ein Aufteilen eines Anzeigebereichs in einen ersten Abschnitt (404) und einen unmittelbar an den ersten Abschnitt (404) angrenzenden zweiten Abschnitt (402). Der erste Abschnitt (404) wird zur Anzeige eines ersten Segments der Signalverlaufsdaten einschließlich der zuletzt empfangenen Daten, die sich zu einer bestimmten Verzögerungsperiode zurück erstrecken, verwendet. Der zweite Abschnitt (402) wird zur Anzeige eines zweiten Segments der Signalverlaufsdaten verwendet, wobei das zweite Segment den Rest der Signalverlaufsdaten umfaßt. Auf die in dem ersten Abschnitt (404) angezeigten Daten wird eine kontinuierlich variierende Amplitudenpegeleinstellung für eine teilweise Basislinienkorrektur davon verwendet, während auf die in dem zweiten Abschnitt (402) angezeigten Daten eine Einstellung einer korrigierten Basislinienamplitude ohne eine weitere Amplitudenpegeleinstellung angewendet wird.



## Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf Verfahren zur Echtzeitanzeige von gefilterten Signalverlaufsdaten und insbesondere auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Echtzeitanzeige von gefilterten Elektrokardiogrammdaten.

## Stand der Technik

[0002] Ein Elektrokardiogramm (EKG) eines Herzzyklus wird über sich auf der Oberfläche des Körpers eines Patienten befindende Abfühlelektrodenpaare erfaßt und ist ein sich wiederholender Signalverlauf, der durch eine periodische elektrische PQRST-Aktivierungsfolge der oberen und unteren Herzkammern gekennzeichnet ist. Die PQRST-Folge ist mit der sequentiellen Depolarisation und Kontraktion der Atrien gefolgt von der Depolarisation und Kontraktion der Ventrikel verbunden, und aufeinanderfolgende PQRST-Komplexe sind durch eine Basislinie oder einen isoelektrischen Bereich getrennt.

[0003] Wie es in **Fig. 1** gezeigt ist, beginnt die elektrische Aktivierungsfolge mit der P-Welle, die die Depolarisation und Kontraktion der Atrien angibt. Es folgt der QRS-Komplex, der die Depolarisation und Kontraktion der Ventrikel angibt. Die T-Welle bei dem Ende der ST-Segment-Zeitverzögerung ist mit der Repolarisation der Ventrikel verbunden. Die über ein Abfühlelektrodenpaar erfaßte elektrische PQRST-Aktivierungsfolge mit intakter A-V-Aktivierung ist in der Form ziemlich vorhersehbar. Die in dem Bereich von normalen Herzfrequenzen in einer Folge auftretenden P-Wellen-, R-Wellen- und T-Wellen-Ereignisse werden üblicherweise durch eine visuelle Untersuchung des durch angebrachte Körperoberflächenelektroden, die richtig mit den Depolarisationswellen ausgerichtet sind, aufgezeichneten externen EKG leicht erkannt. Die P-Welle und die R-Welle werden durch Abfühlverstärker einer Überwachungsvorrichtung oder Therapiezuführungsvorrichtung, die mit passend platzierten Abfühlelektrodenpaaren gekoppelt ist, leicht abgefühlt.

[0004] Das ST-Segment des EKG befindet sich abhängig von dem Abfühlelektrodenpaarort typischerweise in der Amplitude nahe an der Basislinie oder isoelektrischen Amplitude des zwischen PQRST-Folgen abgefühlten Signals. Während Abschnitten einer Myokardischämie wird die ST-Segment-Amplitude von der Basislinie erhöht oder gesenkt (abhängig von der Positionierung der EKG-Abfühlelektroden in bezug auf das Herz). Diese ST-Segment-Abweichungen können durch eine visuelle Untersuchung leicht erkannt werden.

[0005] Die EKG-Signale sind jedoch typischerweise einem niederfrequenten Rauschen (wie beispielsweise von der Atmung, die mit einer niedrigeren Frequenz als der Herzfrequenz auftritt) ausgesetzt, was zu einer Basisliniendrift führt. Eine derartige Wirkung kann dazu führen, daß der EKG-Signalverlauf

schwer abzulesen ist, besonders bei einer Anzeigevorrichtung, bei der mehrere EKG-Signalverläufe gleichzeitig dargestellt werden. Gegenwärtig sind Filtertechniken vorhanden, die die Basisliniendrift aggressiv entfernen, aber auch zu einem gestörten Abschnitt des EKG-Signalverlaufs (z.B. des ST-Segments) führen und/oder eine Verzögerung in die Anzeigedarstellung einführen. Falls eine Filtertechnik auf die Minimierung der Störung oder Beseitigung einer Verzögerung abzielt, wird dies typischerweise zu dem Preis einer nicht aggressiven Korrektur der Basislinie erreicht. Entsprechend ist es wünschenswert, dazu in der Lage zu sein, die Basisliniendrift und das niederfrequente Rauschen unter Erhaltung der Integrität der EKG-Wellen und -komplexe ohne eine Einführung einer Verzögerung in deren Anzeige zu kompensieren.

## Aufgabenstellung

[0006] Die vorstehend erörterten und andere Nachteile und Defizite des Stands der Technik werden durch ein Verfahren zur Anzeige von Signalverlaufsdaten auf einer Anzeigevorrichtung überwunden oder vermindert. Bei einem beispielhaften Ausführungsbeispiel umfaßt das Verfahren ein Aufteilen eines Anzeigebereichs in einen ersten Abschnitt und einen unmittelbar an den ersten Abschnitt angrenzenden zweiten Abschnitt. Der erste Abschnitt wird zur Anzeige eines ersten Segments der Signalverlaufsdaten einschließlich der zuletzt empfangenen Daten, die sich zu einer bestimmten Verzögerungsperiode zurück erstrecken, verwendet. Der zweite Abschnitt wird zur Anzeige eines zweiten Segments der Signalverlaufsdaten verwendet, wobei das zweite Segment den Rest der Signalverlaufsdaten umfaßt. Auf die in dem ersten Abschnitt angezeigten Daten wird eine kontinuierlich variierende Amplitudenpegel-einstellung für eine teilweise Basislinienkorrektur davon angewendet, während auf die in dem zweiten Abschnitt angezeigten Daten eine Einstellung einer korrigierten Basislinienamplitude ohne eine weitere Amplitudenpegel-einstellung angewendet wird.

[0007] In einer weiteren Ausgestaltung umfaßt ein Verfahren zur Filterung und Anzeige sequentieller Signalverlaufsdatenabstastwerte ein Verschieben einer Folge von gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerten und ein Empfangen und Speichern eines neuen unkorrigierten Datenabstastwerts daraufhin. Eine Basislinienschätzkorrektur wird unter Verwendung der gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte und des neuen unkorrigierten Datenabstastwerts berechnet. Daraufhin wird eine Folge von gespeicherten korrigierten Datenabstastwerten verschoben, und ein neuer korrigierter Datenabstastwert wird bestimmt, indem die Basislinienschätzkorrektur auf einen spezifischen Datenabstastwert der gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte angewendet wird. Eine Folge von temporären Anzeigedatenabstastwerten wird erzeugt, indem die Basislinienkorrektur auf jeden der

gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte, die im Anschluß an den spezifischen gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwert gespeichert wurden, sowie auf den neuen unkorrigierten Datenabstastwert angewendet wird. Daraufhin werden die Folge von korrigierten Datenabstastwerten, der neue korrigierte Datenabstastwert und die Folge von temporären Anzeigedatenabstastwerten jeweils angezeigt.

[0008] In noch einer weiteren Ausgestaltung umfaßt ein Elektrokardiogrammsystem (EKG-System) einen Satz von Elektroden zur Erfassung von EKG-Signalen von einer Testperson und Signalkonditionierungsschaltungen zur Konditionierung der durch den Satz von Elektroden erfaßten EKG-Signale. Eine Verarbeitungseinrichtung wird zur Verarbeitung konditionierter Signale von den Signalkonditionierungsschaltungen verwendet. Darüber hinaus umfaßt eine Anzeige zur Anzeige von durch die Verarbeitungseinrichtung erzeugten EKG-Signalverlaufsdaten ferner einen Anzeigebereich mit einem ersten Abschnitt und einem unmittelbar an den ersten Abschnitt angrenzenden zweiten Abschnitt. Der erste Abschnitt wird zur Anzeige eines die zuletzt empfangenen Daten, die sich zu einer bestimmten Verzögerungsperiode zurück erstrecken, darstellenden ersten Segments der Signalverlaufsdaten verwendet, während der zweite Abschnitt zur Anzeige eines zweiten Segments der Signalverlaufsdaten, das den Rest der Signalverlaufsdaten darstellt, verwendet wird. Auf die in dem ersten Abschnitt angezeigten Daten wird eine kontinuierlich variierende Amplitudenpegel-einstellung für eine teilweise Basislinienkorrektur davon angewendet, und auf die in dem zweiten Abschnitt angezeigten Daten wird eine Einstellung einer korrigierten Basislinienamplitude ohne eine weitere Amplitudenpegel-einstellung angewendet.

#### Ausführungsbeispiel

[0009] Auf die beispielhaften Zeichnungen, in denen gleiche Elemente in den einzelnen Figuren gleich numeriert sind, Bezug nehmend zeigen:

[0010] **Fig. 1** eine schematische Darstellung eines EKG-Signalverlaufs;

[0011] **Fig. 2** ein schematisches Blockschaltbild eines beispielhaften EKG-Systems, das zur Umsetzung eines Ausführungsbeispiels der vorliegenden Offenbarung in die Praxis geeignet ist;

[0012] **Fig. 3(a) bis 3(f)** Signalverlaufsanzeigen, die bekannte Datenfiltertechniken bei ihrer Anwendung auf eine Rechteckwellenrauschstörung veranschaulichen;

[0013] **Fig. 4** ein schematisches Diagramm, das eine beispielhafte Datenfilter- und -anzeigetechnik gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung veranschaulicht;

[0014] **Fig. 5** ein Flußdiagramm, das die in **Fig. 4** gezeigte Datenfilter- und -anzeigetechnik weiter veranschaulicht;

[0015] **Fig. 6(a) und 6(b)** Signalverlaufsanzeigen,

die die Ergebnisse der Anwendung der erfindерischen Datenfilter- und -anzeigetechnik auf die Rechteckwellenrauschstörung veranschaulichen;

[0016] **Fig. 7(a) bis 7(c)** Signalverlaufsanzeigen, die bekannte Datenfiltertechniken bei ihrer Anwendung auf eine zufällige niederfrequente Rauschstörung veranschaulichen;

[0017] **Fig. 8(a) bis 8(h)** Signalverlaufsanzeigen, die die Ergebnisse der Anwendung der erfindерischen Datenfilter- und -anzeigetechnik auf eine zufällige niederfrequente Rauschstörung veranschaulichen; und

[0018] **Fig. 9(a) bis 9(e)** Signalverlaufsanzeigen, die die Ergebnisse der erfindерischen Datenfilter- und -anzeigetechnik und der bekannten Techniken bei ihrer Anwendung auf ein wiederholtes Beispiel für die gleichen tatsächlichen EKG-Daten vergleichen.

[0019] Es werden ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Echtzeitanzeige von gefilterten Elektrokardiogrammdaten offenbart. Kurz dargelegt wird ein Filter mit verzögerter symmetrischer endlicher Impulsantwort (FIR) realisiert, um einen Abschnitt eines kontinuierlich eingestellten Gleichspannungspegels eines Anzeigebereichs zu erzeugen. Dadurch wird eine kontinuierliche, rollende bzw. scrollende Anzeige bereitgestellt, bei der ein erster Abschnitt der Anzeige einen neueren Abschnitt der gesamten Signalverlaufsdaten mit einer hinsichtlich des Pegels kontinuierlich eingestellten, teilweise korrigierten Basislinie aufweist. Darüber hinaus weist ein zweiter Abschnitt der Anzeige einen früheren Abschnitt der gesamten Signalverlaufsdaten mit einer im wesentlichen korrigierten Basislinie, die mit einer konstanten Amplitude scrollt, auf. Als Ergebnis dieser Technik bleibt das ST-Segment eines angezeigten EKG-Signalverlaufs ungestört.

[0020] Bei einem Ausführungsbeispiel ist die symmetrische FIR derart entworfen, daß sie eigentlich eine Dreieckimpulsantwort mit einer gesamten Breite von etwas mehr als zwei Sekunden ist. Entsprechend ist eine Verzögerung von etwa einer Sekunde vor der Filterung realisiert, und somit befindet sich der Abschnitt des kontinuierlich eingestellten Gleichspannungspegels (d.h. der erste Abschnitt) des Anzeigebereichs auf der rechten Seite der Anzeige und deckt eine Anzeigestrecke von annähernd einer Sekunde ab. Die Verzögerung kann jedoch über einen größeren Zeitbereich von etwa 0,5 Sekunden bis etwa 3,0 Sekunden realisiert werden. Herkömmlich treten für EKG-Systeme neue Daten an der rechten Kante davon in den Anzeigebereich ein, während ältere Daten in einer Richtung nach links über den Bereich scrollen. Zur Realisierung der Basislinienkorrektur wird der erste Abschnitt des Anzeigebereichs zu jeder Bildschirmaktualisierungszeit vollständig übermalt, während im Gegensatz dazu die in dem zweiten Abschnitt des Anzeigebereichs gezeigten Daten einfach zu jeder Aktualisierungszeit um eine konstante Anzahl von Bildelementen gescrollt (d.h. nach links verschoben) werden. Eine derartige Anzeige ist mit mo-

deren Computervideoanzeigen, die zum Übermalen des ganzen Bildschirms bei jeder Vertikalaktualisierungsperiode (annähernd 70 Mal pro Sekunde) in der Lage sind, möglich.

[0021] Anfänglich auf **Fig. 2** Bezug nehmend ist ein beispielhaftes EKG-System **100** gezeigt, das zur Umsetzung eines Ausführungsbeispiels der vorliegenden Offenbarung in die Praxis geeignet ist. Das System **100** kann z.B. in einer klinischen Ausstattung oder vielleicht während des physiologischen Belastungstests des Herzens eines Patienten verwendet werden. Bei einem beispielhaften Ausführungsbeispiel umfaßt das System **100** einen Satz **105** von Elektroden **110**, bei denen es sich um Standard-EKG-Elektroden oder möglicherweise eine zur Abdeckung der vorderen, seitlichen und hinteren Bereiche des Rumpfs des Patienten angewendete regelmäßige Anordnung von Elektroden handeln kann. Während die Elektroden **110** getrennt voneinander funktionieren, können sie derart physisch aneinander befestigt sein, daß sie ein flexibles Band oder einen anderen Aufbau bilden.

[0022] Darüber hinaus umfaßt das System **100** ferner einen Satz von Leitungen **115**, die die Elektroden mit einer Systemsteuereinrichtung **120** verbinden. Die Steuereinrichtung **120** umfaßt Signalkonditionierungsschaltungen **125** und eine Verarbeitungseinrichtung **130**. Die Signalkonditionierungsschaltungen **125** empfangen analoge Signale von den Leitungen **115** als Eingaben darin und stellen konditionierte digitale Signale für die Verarbeitungseinrichtung **130** als Ausgaben bereit. Die Verarbeitungseinrichtung **130** verarbeitet dann wieder die konditionierten Signale zur Erzeugung von Ausgabeergebnissen, die danach für eine angeschlossene Anzeige **135** und/oder eine Ausgabevorrichtung **140** wie beispielsweise einen Drucker bereitgestellt werden. Falls sie bei einer Belastungstestanwendung verwendet wird, kann die Verarbeitungseinrichtung **130** ferner eine Trainingsvorrichtung wie beispielsweise ein Laufband **145** mit einer programmierbaren Neigung und Laufgeschwindigkeit durch über ein Kabel **150** zugeführte Steuersignale steuern. Ähnlich kann eine optionale Aufzeichnungsvorrichtung **155** eines ambulanten Systems zur Aufzeichnung von Signalen von den Leitungen für eine erweiterte Zeitdauer (z.B. 24 Stunden) verwendet werden. Die Aufzeichnungsvorrichtung **155** wird daraufhin mit der Steuereinrichtung **120** verbunden, um der Steuereinrichtung **120** die Verarbeitung der aufgezeichneten Daten zu ermöglichen.

[0023] Wie vorher dargelegt sind mit der Echtzeitanzeige von herkömmlich gefilterten EKG-Daten verbundene Probleme vorhanden, die insbesondere mittels eines ziemlich vereinfachten Beispiels veranschaulicht sind. Nachstehend auf **Fig. 3(a)** und **3(b)** Bezug nehmend ist ein Paar von Signalverlaufsanzeigen eines periodischen Dreieckimpulses, der die allgemeine Form des QRS-Komplexes nachahmt, gezeigt. Der obere Signalverlauf wie in den Figuren

angegeben stellt das durch ein Rechteckwellenrauschen gestörte Rohsignal bzw. unverarbeitete Signal dar, während der untere Signalverlauf das (ebenfalls durch ein Rechteckwellenrauschen gestörte) gleiche Signal bei einer Filterung durch ein 0,037 Hz Hochpaßfilter darstellt. Es ist zu sehen, daß das 0,037 Hz Filter mit Bezug auf ein Zurückführen des Signalverlaufs zurück zu seinem Basislinienpegel langsam anspricht, während es die Integrität des Dreieckimpulses erhält. Wenn wie in **Fig. 3(b)** gezeigt das Rechteckwellenrauschen entfernt wird, fällt der Signalverlauf unter die Basislinie und ist bei einem Zurückkehren nach oben zurück zu der Basislinie langsam.

[0024] Wenn ein 0,597 Hz Hochpaßfilter verwendet wird, ist im Gegensatz dazu eine viel schnellere Rückkehr zu der Basislinie vorhanden, wie es in **Fig. 3(c)** und **3(d)** gezeigt ist. Es ist jedoch auch zu bemerken, daß dieses Filter die abfallende Flanke des Dreieckimpulses stört, indem es sie unter den Pegel des Beginns der ansteigenden Flanke eintaucht. Unglücklicherweise kann eine derartige Störung zu einer ungenauen Interpretation einer tatsächlichen EKG-Ablesung führen. Somit ist dieser spezielle Typ von aggressiver Filterung des Signalverlaufs ebenso unerwünscht wie eine lange Ansprechzeit. Noch ein weiterer Typ von Filtertechnik besteht in dem, auf was als parabolische Basislinienkorrektur Bezug genommen wird und in **Fig. 3(e)** und **3(f)** veranschaulicht ist. Es ist zu sehen, daß die parabolische Basislinienkorrektur nicht zu so viel Störung wie das 0,597 Hz Hochpaßfilter führt, aber auch bei einem Zurückführen des Signalverlaufs zu der Basislinie nicht so aggressiv ist.

[0025] Daher werden gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Echtzeitanzeige von gefilterten Daten wie beispielsweise Elektrokardiogrammdaten offenbart. Nachstehend auf **Fig. 4** Bezug nehmend ist ein schematisches Diagramm gezeigt, das die Prinzipien der vorliegenden Filter- und Anzeigetechnik veranschaulicht. Ein Anzeigezwischenspeicher **200** enthält die letzten EKG-Signalverlaufsdaten, die wie beispielsweise auf der Anzeige **135** gemäß **Fig. 2** anzuzeigen sind. Lediglich beispielhaft sind die EKG-Daten für einen Sechs-Sekunden-Anzeigezwischenspeicher bei einer Frequenz von 240 Abtastwerten pro Sekunde konfiguriert, wobei in jedem Augenblick in der Zeit eine Gesamtheit von 1440 Datenabtastwerten angezeigt wird. Offensichtlich ist dann, wenn eine größere oder kleinere Dauer des Signalverlaufssignals angezeigt wird oder wenn eine andere Abtastfrequenz verwendet wird, die gesamte Anzahl von auf einmal angezeigten Datenabtastwerten eine andere.

[0026] Wie in **Fig. 4** gezeigt sind die 1440 gesamten Datenabtastwerte als  $D_t$  bis  $D_{t-1439T}$  bezeichnet. Der neueste angezeigte Datenabtastwert ist  $D_t$  (ganz rechts in dem Anzeigezwischenspeicher **200**), während der älteste angezeigte Datenabtastwert  $D_{t-1439T}$  (ganz links in dem Anzeigezwischenspeicher) ist, wobei T eine Abtastperiode von annähernd 4,17 Millisekunden dar-

stellt und  $t$  die aktuelle Zeit darstellt. Bei diesem beispielhaften Ausführungsbeispiel wird es angenommen, daß die Anzeige mit der gleichen Frequenz aktualisiert wird, mit der neue Eingabeabtastwerte verfügbar werden.

[0027] Zusätzlich zu dem Anzeigezwischenspeicher **200** wird ein Zwischenspeicher für gefilterte Daten **202** zur Speicherung und Verschiebung von hinsichtlich der Basislinie korrigierten Daten verwendet. Die hinsichtlich der Basislinie korrigierten Daten in dem Zwischenspeicher für gefilterte Daten **202** werden direkt in entsprechende Orte in dem Anzeigezwischenspeicher **200** geleitet. Es sind diese hinsichtlich der Basislinie korrigierten Daten, die für die Anzeige und das Scrollen in einem zweiten Abschnitt der Anzeige **135** verwendet werden. Die Datenabtastwerte in dem Zwischenspeicher für gefilterte Daten **202** sind als  $Y_{t-256T}$  bis  $Y_{t-1439T}$  bezeichnet, was andeutet, daß die frühesten der hinsichtlich der Basislinie korrigierten Daten nach einer Verzögerung von etwa 1,06 Sekunden angezeigt werden. Unmittelbar rechts von dem Zwischenspeicher für gefilterte Daten **202** befindet sich ein Speicherelement **204**, das als  $Y_{t-255T}$  bezeichnete Abtastwertdaten hält. Hier wird die Einstellung einer gewichteten durchschnittlichen Basislinie bei den unverarbeiteten abgetasteten Daten ausgebildet, bevor sie den Zwischenspeicher für gefilterte Daten **202** erreichen. Schließlich wird ein Zwischenspeicher für ungefilterte Daten **206** zur Speicherung und (anschließenden) Verschiebung der letzten 511 ungefilterten Datenabtastwerte, die durch das FIR-Filter verwendet werden, verwendet. Entsprechend sind die in dem Zwischenspeicher für ungefilterte Daten **206** enthaltenen Datenabtastwerte als  $X_t$  bis  $X_{t-510T}$  bezeichnet, wobei  $X_t$  den neuesten unkorrigierten Eingabeabtastwert darstellt und  $X_{t-510T}$  den ältesten unkorrigierten Eingabeabtastwert darstellt.

[0028] Das symmetrische FIR-Filter verwendet alle 511 ungefilterten Abtastwerte, die bei dem Abtastwert  $X_{t-255T}$  zentriert sind, zur Berechnung einer Schätzung einer durchschnittlichen Basislinie für jede Bildschirmaktualisierung. Daraufhin wird die berechnete Basislinienschätzung  $B$  von dem Datenabtastwert  $X_{t-255T}$  subtrahiert, um  $Y_{t-255T}$  zu berechnen, das wie vorher dargelegt als  $D_{t-255T}$  direkt zu dem Anzeigezwischenspeicher geleitet wird. Ferner wird die berechnete Basislinienschätzung  $B$  auch bei der Anzeige der letzten 255 Abtastwerte ( $D_t$  bis  $D_{t-254T}$ ) verwendet. Dies sind die in dem Abschnitt eines kontinuierlich eingestellten Gleichspannungspegels (d.h. dem ersten Abschnitt) des Anzeigebereichs auf der rechten Seite der Anzeige **135**, der eine Anzeigestrecke von etwa einer Sekunde abdeckt, enthaltenen Daten.

[0029] Nachstehend auf **Fig. 5** Bezug nehmend ist ein Flußdiagramm **300** gezeigt, das den Prozeß veranschaulicht, mit dem das Verfahren arbeitet, um neue EKG-Signalverlaufsdaten zu empfangen und die neuen Daten zusammen mit den letzten Datenabtastwerten anzuzeigen. Bei einem Block **302** beginnend wird jeder der vorher gespeicherten 511 unge-

filterten Datenabtastwerte in dem Zwischenspeicher für ungefilterte Daten **206** herübergeschoben (wobei der vorher älteste Abtastwert bei  $X_{t-510T}$  beseitigt wird). Dies macht den Weg für einen neuen, unkorrigierten EKG-Datenabtastwert frei, der in dem Zwischenspeicher für ungefilterte Daten **206** bei  $X_t$  zu empfangen ist, wie es in einem Block **304** gezeigt ist. [0030] Sobald der neueste EKG-Abtastwert bei  $X_t$  empfangen ist, wird eine neue Basislinienschätzung aus den aktuellen 511 ungefilterten Abtastwerten berechnet, wie es in einem Block **306** gezeigt ist. Dies kann durch den Faltungsausdruck dargestellt werden:  $B = \text{FIR}_{\text{Tiefpaß}} \cdot X_{t-nT}$  (für  $n = 0$  bis 510). Daraufhin werden in einem Block **308** die vorherigen Datenabtastwerte (insgesamt 1184) in dem Zwischenspeicher für gefilterte Daten **202** herübergeschoben, um Platz für den aus dem Speicherelement **204**, das die als  $Y_{t-255T}$  bezeichneten Abtastdaten hält, herausgeschobenen Datenabtastwert zu schaffen. Dann ist wieder das Speicherelement **204** zur Annahme des neuesten korrigierten Abtastwerts auf der Grundlage der neu berechneten Basislinienschätzung  $B$  frei, wobei wie vorher dargelegt:  $Y_{t-255T} = X_{t-255T} - B$ . Dieser Schritt ist in einem Block **310** gezeigt. Wie ebenfalls vorher dargelegt geht das Verfahren zu einem Block **312** über, in dem zusätzliche "temporäre" Anzeigeabtastwerte aus den letzten 255 ungefilterten Datenabtastwerten (d.h.  $X_t$  bis  $X_{t-254T}$ ) erzeugt werden, indem  $B$  davon subtrahiert wird. Schließlich wird in einem Block **314** der ganze Anzeigebereich unter Verwendung der aktualisierten 1185 korrigierten Abtastwerte und der 255 temporären Anzeigeabtastwerte, die in den Anzeigezwischenspeicher **200** geladen werden, aktualisiert. Die Quelle des in den Anzeigezwischenspeicher **200** geladenen Datenabtastwerts  $D_{t-nT}$  wird beschrieben durch:

$$D_{t-nT} = X_{t-nT} - B \quad (\text{für } n = 0 \text{ bis } 254)$$

$$D_{t-nT} = Y_{t-nT} \quad (\text{für } n = 255 \text{ bis } 1439)$$

[0031] Die Wirkungen des vorstehend beschriebenen Verfahrens werden durch eine Beobachtung einer sich bewegenden, dynamischen Ansicht eines Signalverlaufs bei dessen Scrollen über eine Anzeige am besten erkannt. Dennoch veranschaulichen **Fig. 6(a)** und **6(b)** die Leistungsfähigkeit des Datenanzeigeverfahrens bei seiner Anwendung auf die in **Fig. 3(a)–3(f)** verwendeten Beispiele für Dreieckimpuls/Rechteckwellenstörung ein wenig. Es ist zu bemerken, daß die Basislinienkorrektur tatsächlich vor der ansteigenden Flanke der Rechteckwelle in dem unverarbeiteten Signal beginnt und somit die anfängliche Basislinienverschiebung nach oben lediglich ungefähr die Hälfte derjenigen des ungefilterten Signalverlaufs beträgt. Dies ist das Ergebnis der verzögerten Basislinienkorrektur durch das symmetrische FIR-Filter, das die vor und nach dem Korrekturpunkt

der Anzeige auftretenden ungefilterten Datenabstastwerte verwendet. Es ist ebenfalls zu bemerken, daß die für die Rückkehr zu der Basislinie benötigte Zeit im Vergleich zu dem aggressiven 0,597 Hz Filter (**Fig. 3(c)** und **3(d)**) günstig ist, nur ohne die Signalstörung.

[0032] Ein realistischeres Beispiel für ein zufälliges niederfrequentes Rauschen, mit dem der Dreieckimpulssignalverlauf beaufschlagt ist, ist in **Fig. 7(a)–7(c)** gezeigt. **Fig. 7(a)** veranschaulicht die Leistungsfähigkeit des 0,037 Hz Filters gegenüber dem ungefilterten Rohsignal. Wie es gezeigt ist, stellt das 0,037 Hz Filter eine sehr kleine Verbesserung der Basislinienkorrektur bereit, wobei die Impulse aus dem gefilterten Signal sich lediglich geringfügig näher an der Basislinie befinden als das ungefilterte Rohsignal. In **Fig. 7(b)** stellt das 0,597 Hz Filter eine viel bessere Basislinienkorrektur des Zufallsrauschens bereit, aber wieder ist mehr Störung des Dreieck-QRS-Impulses selbst vorhanden. Wieder stellt die in **Fig. 7(c)** gezeigte Technik der parabolischen Basislinienkorrektur einen Kompromiß zwischen Basislinienkorrektur und Signalstörung bereit, ist aber immer noch nicht so aggressiv, wie es wünschenswert ist.

[0033] Im Gegensatz dazu ist die Leistungsfähigkeit des vorliegenden Verfahrens bei dem Zufallsrauschen in **Fig. 8(a)** bis **8(h)** veranschaulicht, die von einem Computerbildschirm aufgenommene sequentielle Bilder bei dem Scrollen der Signalverläufe über die Zeit zeigen. Bei diesem Demonstrationsprogramm ist der Computerbildschirm in einen ersten Abschnitt **404** und einen zweiten Abschnitt **402** aufgeteilt, die durch eine gestrichelte Linie **406** getrennt sind. Es sollte beachtet werden, daß die zwischen den ersten und zweiten Abschnitten des Computerbildschirms gezeigte tatsächliche Zeitaufteilung, die in der Natur beispielhaft ist, nicht notwendigerweise der vorher beschriebenen spezifischen Anzeige mit 1440 Abtastwerten entspricht. Vielmehr liegt die Bedeutung von **Fig. 8(a)** bis **8(h)** in den verschiedenen Anzeigetechniken zwischen den ersten und zweiten Abschnitten.

[0034] **Fig. 8(a)** zeigt ein zu einer Anfangszeit  $t_0$  aufgenommenes erstes Bild, bei dem ein erster Rohsignaldreieckimpuls  $\delta(0)$  auf der rechten Seite der Anzeige erscheint. Der als  $\delta'(0)$  beschriftete entsprechende gefilterte Impuls ist in dem ersten Abschnitt **404** der Bildschirms gezeigt. Der zweite Abschnitt **402** des Bildschirms scrollt die Signalverlaufsdaten in einer bekannten Art und Weise, während der erste Abschnitt **404** die kontinuierliche Gleichspannungspiegelkorrektur bereitstellt.

[0035] **Fig. 8(b)** zeigt eine zu einer Zeit  $t_1$  aufgenommene Bildschirmaufnahme. Wie es gezeigt ist, hat sich die Position von  $\delta'(0)$  mit Bezug auf die Basislinie durch ein Bewegen nach oben von ihrer (in Phantomdarstellung gezeigten) Position zu der Zeit  $t_0$  geändert. Dies spiegelt die in dem ersten Abschnitt **404** der Anzeige stattfindende aktive Basislinienkorrektur

wider. Insbesondere wird die spezifische Basislinienkorrektur durch die symmetrische FIR-Filterung bestimmt, die bei der gestrichelten Linie **406** zentriert ist. In dem zweiten Abschnitt **402** der Anzeige hat jedoch keine Amplitudenänderung bei dem gefilterten Signal mit Bezug auf die Zeit stattgefunden, da es einfach herüberscrollt. Die nächste sequentielle Aufnahme ist in **Fig. 8(c)** gezeigt und zu der Zeit  $t_2$  aufgenommen. (Es sollte an diesem Punkt beachtet werden, daß die spezifischen Zeitintervalle zwischen den Figuren nicht notwendigerweise zu äquidistanten Zeitintervallen genommen sind, da die vorliegenden Beispiele in der Natur lediglich veranschaulichend sein sollen.) Wieder hat die Position von  $\delta'(0)$  fortgefahren, im Vergleich zu ihrer Position bei  $t_1$  und  $t_0$  mit Bezug auf die Basislinie leicht zu sinken. Wäre die zu betrachtende Anzeige zwischen  $t_0$  und  $t_2$  in Echtzeit, würde der Impuls  $\delta(0)$  bei seiner Bewegung von rechts nach links abfallend erscheinen. Zu der gleichen Zeit wäre keine Amplitudenänderung in dem sich in dem zweiten Abschnitt **402** befindenden Teil des gefilterten Signalverlauf bei seiner Bewegung von rechts nach links vorhanden.

[0036] Nachstehend auf **Fig. 8(d)** Bezug nehmend ist zu einer Zeit  $t_3$  ein neuer Impuls  $\delta(1)$  in dem Signalverlauf des unverarbeiteten Signals zusammen mit dem entsprechenden gefilterten Impuls  $\delta(1)$  in dem ersten Abschnitt **404** der Anzeige erschienen. Bis zu dieser Zeit ist  $\delta'(0)$  zu dem zweiten Abschnitt **402** herübergescrollt und wird für den Rest seiner Scrollzeit über die Anzeige keiner Amplitudenkorrektur mehr unterworfen. Unterdessen ist in **Fig. 8(e)**, die zu einer Zeit  $t_4$  aufgenommen ist, der Impuls  $\delta(1)$  zwischen  $t_3$  und  $t_4$  mit Bezug auf die Basislinie angestiegen. Während dieser Zeit ist es zu bemerken, daß  $\delta'(0)$  nun, da er sich in dem zweiten Abschnitt **402** der Anzeige befindet, seine Amplitudenposition nicht geändert hat.

[0037] Zu **Fig. 8(f)** zu einer Zeit  $t_5$  vorrückend ist es zu sehen, daß  $\delta'(1)$  nun von seiner Position bei  $t_4$  dynamisch abgefallen ist, während er dabei ist, von dem ersten Abschnitt **404** zu dem zweiten Abschnitt **402** überzugehen.

[0038] Darüber hinaus ist ein neuer Impuls  $\delta(2)$  (und  $\delta'(2)$ ) in dem Abschnitt der Anzeige ganz rechts erschienen. Es ist ferner zu bemerken, daß die Amplitudenposition von  $\delta'(0)$  die gleiche geblieben ist, während er sich immer noch weiter nach links bewegt. Daraufhin ist in **Fig. 8(g)**, die zu einer Zeit  $t_6$  aufgenommen ist, die Basislinienkorrekturbewegung von  $\delta'(2)$  nach unten veranschaulicht, während er in dem ersten Abschnitt **404** bleibt. Wieder verschieben sich sowohl  $\delta'(1)$  als auch  $\delta'(0)$ , die sich in dem zweiten Abschnitt **402** befinden, mit Bezug auf die Basislinie nicht. Zuletzt zeigt **Fig. 8(h)** eine zu einer Zeit  $t_7$  aufgenommene Bildschirmaufnahme, in der es zu sehen ist, daß  $\delta'(2)$  vor seinem Herüberscrollen zu dem zweiten Abschnitt **402** zurück nach oben verschoben wurde. Ein neuer Signalverlauf  $\delta(3)$  erscheint nun in dem ersten Abschnitt **404**, während

δ'(0) vollständig von der linken Seite der Anzeige heruntergescrollt ist. Durch ein Betrachten von **Fig. 8(a)** bis **8(h)** wird somit ein Beurteilungsmaßstab für die "peitschenartige" ("whiplike") Korrekturaktion in dem ersten Abschnitt **404** der Anzeige erreicht.

[0039] Schließlich werden die Ergebnisse des vorliegenden Verfahrens mit den vorher erörterten bekannten Filtertechniken bei ihrer Anwendung auf in **Fig. 9(a)** bis **9(e)** gezeigte tatsächliche EKG-Signalverläufe verglichen. In **Fig. 9(a)** sind drei einzelne Ablesungen eines unverarbeiteten EKG-Signals vorhanden, wobei das Zufallsrauschen tatsächlich ein Überkreuzen der unteren zwei Signalverläufe übereinander verursacht hat. In **Fig. 9(b)** ist dem gleichen Rauschen durch den 0,037 Hz Hochpaßfilter nicht wirksam abgeholfen worden, da die zwei unteren Signalverläufe sich immer noch kreuzen. Das 0,597 Hz Hochpaßfilter stellt die aggressive Basislinienkorrektur durch ein Entwirren der unteren zwei Signalverläufe in **Fig. 9(c)** bereit, aber wieder kann die Signalstörung zu einer Fehlinterpretation des EKG führen. In **Fig. 9(d)** ist die parabolische Basislinienkorrektur wie das 0,037 Hz Filter relativ unwirksam. **Fig. 9(e)** zeigt es jedoch, daß das vorliegende Verfahren bei der Entfernung der Basisliniendrift ohne eine Störung des EKG am wirksamsten ist.

[0040] Die Anwendbarkeit des vorstehend beschriebenen Verfahrens umfaßt alle Echtzeiterüberwachungsvorrichtungen, invasiven elektrophysiologischen Systeme (EP-Systeme), Trainingsbelastungstestgeräte, Defibrillatoren und EKG-Wagen mit einer Echtzeitrhythmusbetriebsart und CRT- oder LCD-Anzeigen. Die Datenfilter- und -anzeigetechniken sind jedoch nicht auf die Anzeige von EKG-Daten beschränkt, sondern können allgemein bei einem System Anwendung finden, bei dem eine Anzeige von Signalverlaufsdaten wie beispielsweise Plethysmographdaten, Blutdruckdaten oder geologischen/seismischen Daten in Echtzeit erwünscht ist.

[0041] Darüber hinaus ist die vorliegende Technik nicht nur auf eine Anzeige mit einem scrollenden Signalverlauf beschränkt, sondern kann auch mit einer Anzeige mit einer "Wischerleiste" ("wiper bar display") verwendet werden. Bei einer Wischerleistenanzeige bewegt sich typischerweise eine schmale vertikale Leiste von links nach rechts über einen Bildschirm, wobei die letzten Signalverlaufsdaten der Leiste auf ihrer linken Seite unmittelbar nacheilen. Wenn die Leiste das Ende des Bildschirms an der rechten Seite erreicht, läuft sie zurück zu der linken Seite des Bildschirms um und löscht anschließend die älteren Daten rechts von der Leiste. Bei diesem Typ von Anzeige könnte die Wischerleiste (z.B.) ein nacheilendes Fenster von einer Sekunde aufweisen, in dem die Daten hinsichtlich des Pegels kontinuierlich eingestellt werden, wobei die Basislinie teilweise korrigiert wird. Die verbleibenden Daten auf dem Bildschirm werden hinsichtlich der Basislinie korrigiert und nicht weiter hinsichtlich des Pegels eingestellt, bevor sie schließlich gelöscht werden.

[0042] Wie es zu erkennen ist, kann die offenbarte Erfindung in der Form von durch einen Computer oder eine Steuereinrichtung realisierten Prozessen und Vorrichtungen zur Umsetzung der Prozesse in die Praxis realisiert werden. Die Erfindung kann auch in der Form von Anweisungen enthaltendem Computerprogrammcode, der in greifbaren Trägern wie beispielsweise Disketten, CD-ROM, Festplattenlaufwerken oder einem anderen von einem Computer lesbaren Speicherträger verkörpert ist, verkörpert werden, wobei dann, wenn der Computerprogrammcode in einen Computer oder eine Steuereinrichtung geladen und durch den Computer oder die Steuereinrichtung ausgeführt wird, der Computer eine Vorrichtung zur Umsetzung der Erfindung in die Praxis wird. Die Erfindung kann auch in der Form von Computerprogrammcode oder einem Signal verkörpert sein, sei es z.B. bei einem Speichern in einem Speicherträger, bei einem Laden in und/oder Ausführen durch einen Computer oder eine Steuereinrichtung oder bei einem Übertragen über einen Übertragungsträger wie beispielsweise über eine elektrische Verdrahtung oder Verkabelung, über Lichtwellenleiter oder über elektromagnetische Strahlung, wobei dann, wenn der Computerprogrammcode in einen Computer geladen und durch den Computer ausgeführt wird, der Computer eine Vorrichtung zur Umsetzung der Erfindung in die Praxis wird. Bei einer Realisierung auf einem Universalcomputer konfigurieren die Computerprogrammcodesegmente den Mikroprozessor zur Erzeugung spezifischer Logikschaltungen.

[0043] Während die Erfindung unter Bezugnahme auf bevorzugte Ausführungsbeispiele beschrieben ist, ist es für den Fachmann selbstverständlich, daß verschiedene Änderungen ausgebildet und Äquivalente für Elemente davon eingesetzt werden können, ohne von dem Bereich der Erfindung abzuweichen. Darüber hinaus können viele Modifikationen ausgebildet werden, um eine spezielle Situation oder ein spezielles Material an die Lehren der Erfindung anzupassen, ohne von ihrem wesentlichen Bereich abzuweichen. Daher soll die Erfindung nicht auf das als den zur Ausführung der Erfindung erwogenen besten Modus offenbarte spezielle Ausführungsbeispiel beschränkt sein, sondern die Erfindung soll alle in den Schutzbereich der beiliegenden Patentansprüche fallenden Ausführungsbeispiele umfassen.

[0044] Es wird ein Verfahren (**300**) zur Anzeige von Signalverlaufsdaten auf einer Anzeigevorrichtung offenbart. Bei einem beispielhaften Ausführungsbeispiel umfaßt das Verfahren (**300**) ein Aufteilen eines Anzeigebereichs in einen ersten Abschnitt (**404**) und einen unmittelbar an den ersten Abschnitt (**404**) angrenzenden zweiten Abschnitt (**402**). Der erste Abschnitt (**404**) wird zur Anzeige eines ersten Segments der Signalverlaufsdaten einschließlich der zuletzt empfangenen Daten, die sich zu einer bestimmten Verzögerungsperiode zurück erstrecken, verwendet. Der zweite Abschnitt (**402**) wird zur Anzeige eines zweiten Segments der Signalverlaufsdaten verwen-

det, wobei das zweite Segment den Rest der Signalverlaufsdaten umfaßt. Auf die in dem ersten Abschnitt (404) angezeigten Daten wird eine kontinuierlich variierende Amplitudenpegeleinstellung für eine teilweise Basislinienkorrektur davon angewendet, während auf die in dem zweiten Abschnitt (402) angezeigten Daten eine Einstellung einer korrigierten Basislinienamplitude ohne eine weitere Amplitudenpegeleinstellung angewendet wird.

### Patentansprüche

1. Verfahren (300) zur Anzeige von Signalverlaufsdaten auf einer Anzeigevorrichtung, mit dem Schritt:

Aufteilen eines Anzeigebereichs in einen ersten Abschnitt (404) und einen unmittelbar an den ersten Abschnitt (404) angrenzenden zweiten Abschnitt (402); wobei der erste Abschnitt (404) zur Anzeige eines ersten Segments der Signalverlaufsdaten verwendet wird, wobei das erste Segment die sich zu einer bestimmten Verzögerungsperiode zurück erstreckenden zuletzt empfangenen Daten umfaßt; wobei der zweite Abschnitt (402) zur Anzeige eines zweiten Segments der Signalverlaufsdaten verwendet wird, wobei das zweite Segment den Rest der Signalverlaufsdaten umfaßt; wobei auf die in dem ersten Abschnitt (404) angezeigten Daten eine kontinuierlich variierende Amplitudenpegeleinstellung für eine teilweise Basislinienkorrektur davon angewendet wird und auf die in dem zweiten Abschnitt (402) angezeigten Daten eine Einstellung einer korrigierten Basislinienamplitude ohne eine weitere Amplitudenpegeleinstellung angewendet wird.

2. Verfahren (300) nach Anspruch 1, wobei die Basislinieneinstellung durch ein Filter mit symmetrischer endlicher Impulsantwort angewendet wird.

3. Verfahren (300) nach Anspruch 2, wobei das Filter mit symmetrischer endlicher Impulsantwort um einen gegebenen Datenabstastwert mit einer Zeitverzögerung von etwa 0,5 bis etwa 3,0 Sekunden zentriert ist.

4. Verfahren (300) nach Anspruch 1, wobei: die Signalverlaufsdaten derart über den Anzeigebereich gescrollt werden, daß die Signalverlaufsdaten anfänglich in dem ersten Abschnitt (404) erscheinen, danach durch den ersten Abschnitt (404) scrollen, während sie der Basislinienamplitudeneinstellung unterworfen werden, und danach in dem zweiten Abschnitt (402) erscheinen und durch den zweiten Abschnitt (402) scrollen, ohne daß eine weitere Basislinieneinstellung darauf angewendet wird.

5. Verfahren (300) nach Anspruch 1, wobei: eine Wischerleiste derart über den Anzeigebereich ges-

crollt wird, daß der erste Abschnitt (404) des Anzeigebereichs der Wischerleiste entlang einer Kante davon angrenzend folgt.

6. Verfahren (300) zur Filterung und Anzeige sequentieller Signalverlaufsdatenabstastwerte, mit den Schritten:

Verschieben einer Folge von gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerten (302);

Empfangen und Speichern eines neuen unkorrigierten Datenabstastwerts (304);

Berechnen einer Basislinienschätzkorrektur unter Verwendung der gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte und des neuen unkorrigierten Datenabstastwerts (306);

Verschieben einer Folge von gespeicherten korrigierten Datenabstastwerten und danach Bestimmen eines neuen korrigierten Datenabstastwerts, wobei der neue korrigierte Datenabstastwert bestimmt wird, indem die Basislinienschätzkorrektur auf einen spezifischen Datenabstastwert der gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte angewendet wird (308);

Erzeugen einer Folge von temporären Anzeigedatenabstastwerten, indem die Basislinienkorrektur auf jeden der gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte, die im Anschluß an den spezifischen Datenabstastwert der gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte gespeichert wurden, sowie auf den neuen unkorrigierten Datenabstastwert angewendet wird (312); und

Anzeigen der Folge von korrigierten Datenabstastwerten, des neuen korrigierten Datenabstastwerts und der Folge von temporären Anzeigedatenabstastwerten (314).

7. Verfahren (300) nach Anspruch 6, wobei die Basislinienschätzkorrektur durch ein Filter mit symmetrischer endlicher Impulsantwort realisiert wird.

8. Verfahren (300) nach Anspruch 7, wobei der spezifische Datenabstastwert der gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte sich zentral in den gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerten befindet.

9. Verfahren (300) nach Anspruch 7, wobei die Basislinienschätzkorrektur mit einer Verzögerung von etwa 0,5 bis etwa 3,0 Sekunden mit Bezug auf das Empfangen und Speichern eines neuen unkorrigierten Datenabstastwerts angewendet wird.

10. Verfahren (300) nach Anspruch 6, wobei die Signalverlaufsdatenabstastwerte Elektrokardiogrammdaten darstellen.

11. Elektrokardiogrammsystem (EKG-System) mit:

einem Satz von Elektroden (110) zur Erfassung von EKG-Signalen von einer Testperson;

Signalkonditionierungsschaltungen (125) zur Konditi-



onierung der durch den Satz von Elektroden (110) erfaßten EKG-Signale;  
 einer Verarbeitungseinrichtung (130) zur Verarbeitung konditionierter Signale von den Signalkonditionierungsschaltungen (125); und  
 einer Anzeige (135) zur Anzeige von durch die Verarbeitungseinrichtung (130) erzeugten EKG-Signalverlaufsdaten, wobei die Anzeige (135) ferner umfaßt:  
 einen Anzeigebereich mit einem ersten Abschnitt (404) und einem unmittelbar an den ersten Abschnitt (404) angrenzenden zweiten Abschnitt (402); wobei der erste Abschnitt (404) zur Anzeige eines ersten Segments der Signalverlaufsdaten verwendet wird, wobei das erste Segment die sich zu einer bestimmten Verzögerungsperiode zurück erstreckenden zuletzt empfangenen Daten umfaßt;  
 wobei der zweite Abschnitt (402) zur Anzeige eines zweiten Segments der Signalverlaufsdaten verwendet wird, wobei das zweite Segment den Rest der Signalverlaufsdaten umfaßt;  
 wobei auf die in dem ersten Abschnitt (404) angezeigten Signalverlaufsdaten eine kontinuierlich variierende Amplitudenpegel-einstellung für eine teilweise Basislinienkorrektur davon angewendet wird und auf die in dem zweiten Abschnitt (402) angezeigten Daten eine Einstellung einer korrigierten Basislinienamplitude ohne eine weitere Amplitudenpegel-einstellung angewendet wird.

12. EKG-System (100) nach Anspruch 11, wobei die Basislinieneinstellung durch ein Filter mit symmetrischer endlicher Impulsantwort angewendet wird.

13. EKG-System (100) nach Anspruch 12, wobei das Filter mit symmetrischer endlicher Impulsantwort um einen gegebenen Datenabstastwert mit einer Zeitverzögerung von etwa 0,5 bis etwa 3,0 Sekunden zentriert ist.

14. EKG-System (100) nach Anspruch 11, wobei: die Signalverlaufsdaten derart über den Anzeigebereich gescrollt werden, daß die Signalverlaufsdaten anfänglich in dem ersten Abschnitt (404) erscheinen, danach durch den ersten Abschnitt (404) scrollen, während sie der Basislinienamplitudeneinstellung unterworfen werden, und danach in dem zweiten Abschnitt (402) erscheinen und durch den zweiten Abschnitt (402) scrollen, ohne daß eine weitere Basislinieneinstellung darauf angewendet wird.

15. EKG-System (100) nach Anspruch 11, wobei: eine Wischerleiste derart über den Anzeigebereich gescrollt wird, daß der erste Abschnitt (404) des Anzeigebereichs der Wischerleiste entlang einer Kante davon angrenzend folgt.

16. Speicherträger mit:  
 maschinell lesbarem Computerprogrammcode zur Filterung und Anzeige sequentieller Signalverlaufsdatenabstastwerte; und

Anweisungen zur Veranlassung eines Computers zum Realisieren eines Verfahrens (300), wobei das Verfahren (300) ferner die Schritte umfaßt:  
 Verschieben einer Folge von gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerten (302);  
 Empfangen und Speichern eines neuen unkorrigierten Datenabstastwerts (304);  
 Berechnen einer Basislinienschatzkorrektur unter Verwendung der gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte und des neuen unkorrigierten Datenabstastwerts (306);  
 Verschieben einer Folge von gespeicherten korrigierten Datenabstastwerten und danach Bestimmen eines neuen korrigierten Datenabstastwerts, wobei der neue korrigierte Datenabstastwert bestimmt wird, indem die Basislinienschatzkorrektur auf einen spezifischen Datenabstastwert der gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte angewendet wird (308);  
 Erzeugen einer Folge von temporären Anzeigedatenabstastwerten, indem die Basislinienkorrektur auf jeden der gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte, die im Anschluß an den spezifischen Datenabstastwert der gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte gespeichert wurden, sowie auf den neuen unkorrigierten Datenabstastwert angewendet wird (312); und  
 Anzeigen der Folge von korrigierten Datenabstastwerten, des neuen korrigierten Datenabstastwerts und der Folge von temporären Anzeigedatenabstastwerten (314).

17. Speicherträger nach Anspruch 16, wobei die Basislinienschatzkorrektur durch ein Filter mit symmetrischer endlicher Impulsantwort realisiert wird.

18. Speicherträger nach Anspruch 17, wobei der spezifische Datenabstastwert der gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerte sich zentral in den gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerten befindet.

19. Speicherträger nach Anspruch 17, wobei die Basislinienschatzkorrektur mit einer Verzögerung von etwa 0,5 bis etwa 3,0 Sekunden mit Bezug auf das Empfangen und Speichern eines neuen unkorrigierten Datenabstastwerts angewendet wird.

20. Speicherträger nach Anspruch 16, wobei die Signalverlaufsdatenabstastwerte Elektrokardiogrammdaten darstellen.

21. Computerdatensignal mit:  
 Code, der zur Veranlassung einer Verarbeitungseinrichtung (130) zum Realisieren eines Verfahrens (300) konfiguriert ist, wobei das Verfahren (300) ferner die Schritte umfaßt:  
 Verschieben einer Folge von gespeicherten unkorrigierten Datenabstastwerten (302);  
 Empfangen und Speichern eines neuen unkorrigierten Datenabstastwerts (304);

Berechnen einer Basislinienschätzkorrektur unter Verwendung der gespeicherten unkorrigierten Datenabastwerte und des neuen unkorrigierten Datenabastwerts **(306)**;

Verschieben einer Folge von gespeicherten korrigierten Datenabastwerten und danach Bestimmen eines neuen korrigierten Datenabastwerts, wobei der neue korrigierte Datenabastwert bestimmt wird, indem die Basislinienschätzkorrektur auf einen spezifischen Datenabastwert der gespeicherten unkorrigierten Datenabastwerte angewendet wird **(308)**;

Erzeugen einer Folge von temporären Anzeigedatenabastwerten, indem die Basislinienkorrektur auf jeden der gespeicherten unkorrigierten Datenabastwerte, die im Anschluß an den spezifischen Datenabastwert der gespeicherten unkorrigierten Datenabastwerte gespeichert wurden, sowie auf den neuen unkorrigierten Datenabastwert angewendet wird **(312)**; und

Anzeigen der Folge von korrigierten Datenabastwerten, des neuen korrigierten Datenabastwerts und der Folge von temporären Anzeigedatenabastwerten **(314)**.

22. Computerdatensignal nach Anspruch 21, wobei die Basislinienschätzkorrektur durch ein Filter mit symmetrischer endlicher Impulsantwort realisiert wird.

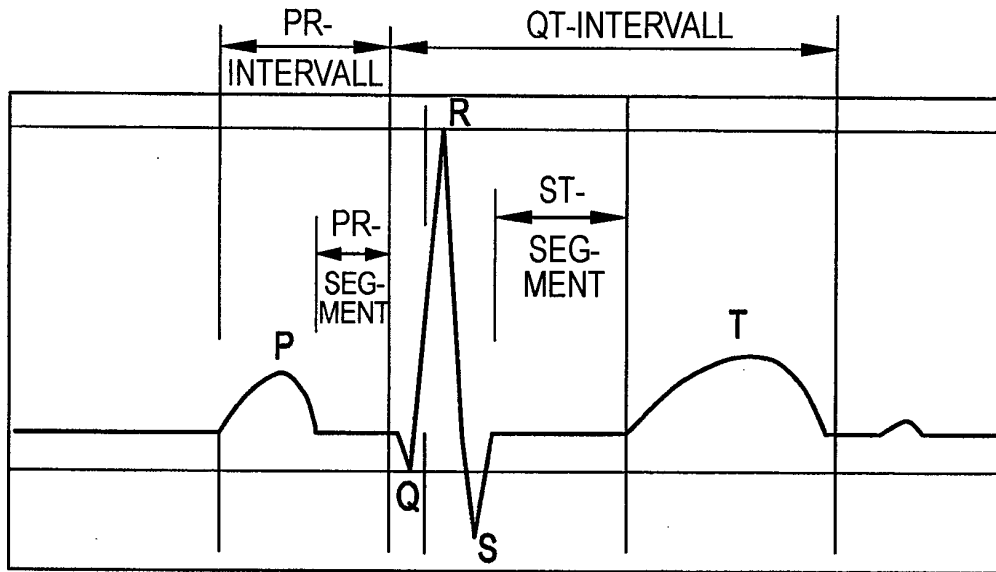
23. Computerdatensignal nach Anspruch 22, wobei der spezifische Datenabastwert der gespeicherten unkorrigierten Datenabastwerte sich zentral in den gespeicherten unkorrigierten Datenabastwerten befindet.

24. Computerdatensignal nach Anspruch 22, wobei die Basislinienschätzkorrektur mit einer Verzögerung von etwa 0,5 bis etwa 3,0 Sekunden mit Bezug auf das Empfangen und Speichern eines neuen unkorrigierten Datenabastwerts angewendet wird.

25. Computerdatensignal nach Anspruch 21, wobei die Signalverlaufsdatenabastwerte Elektrokardiogrammdaten darstellen.

Es folgen 18 Blatt Zeichnungen

**FIG. 1**



**FIG. 2**

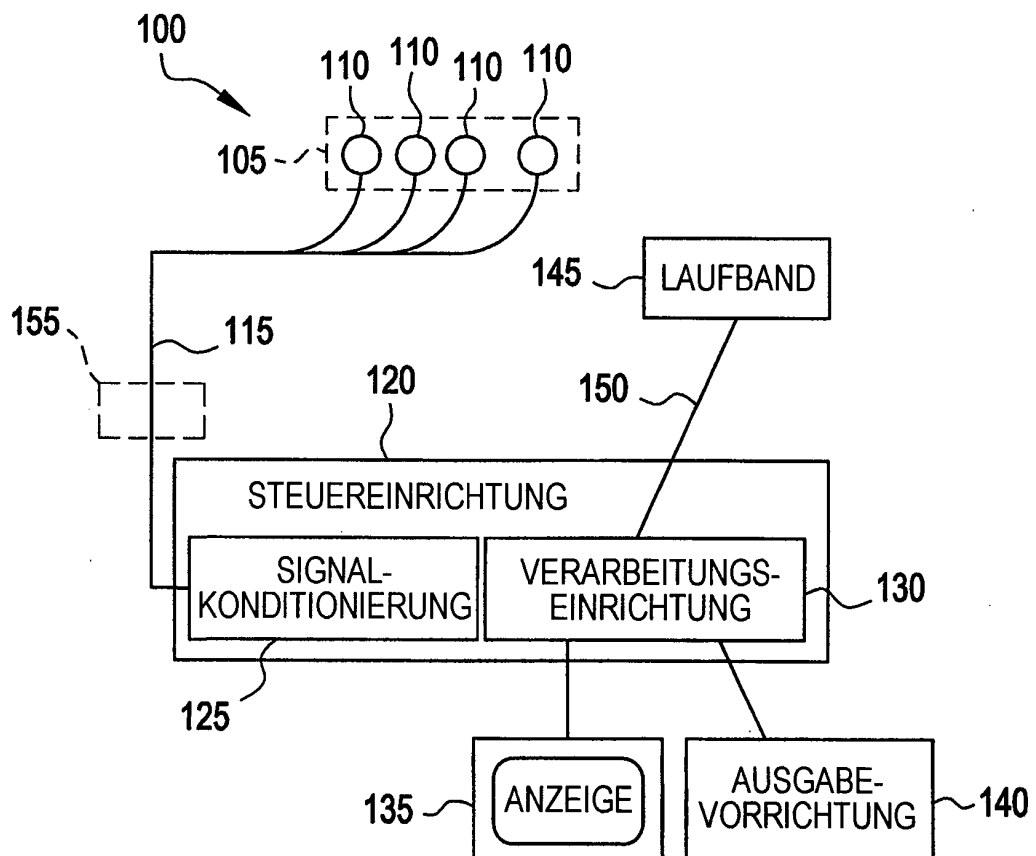


FIG. 3(a)

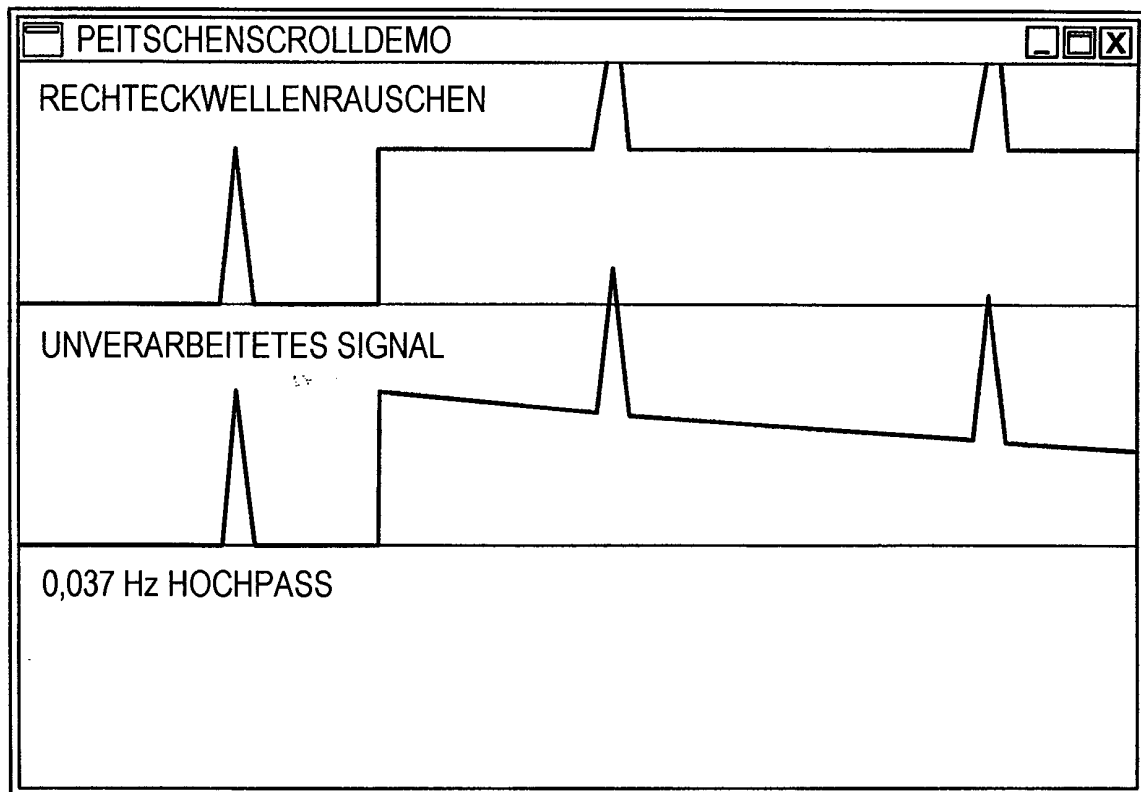


FIG. 3(b)

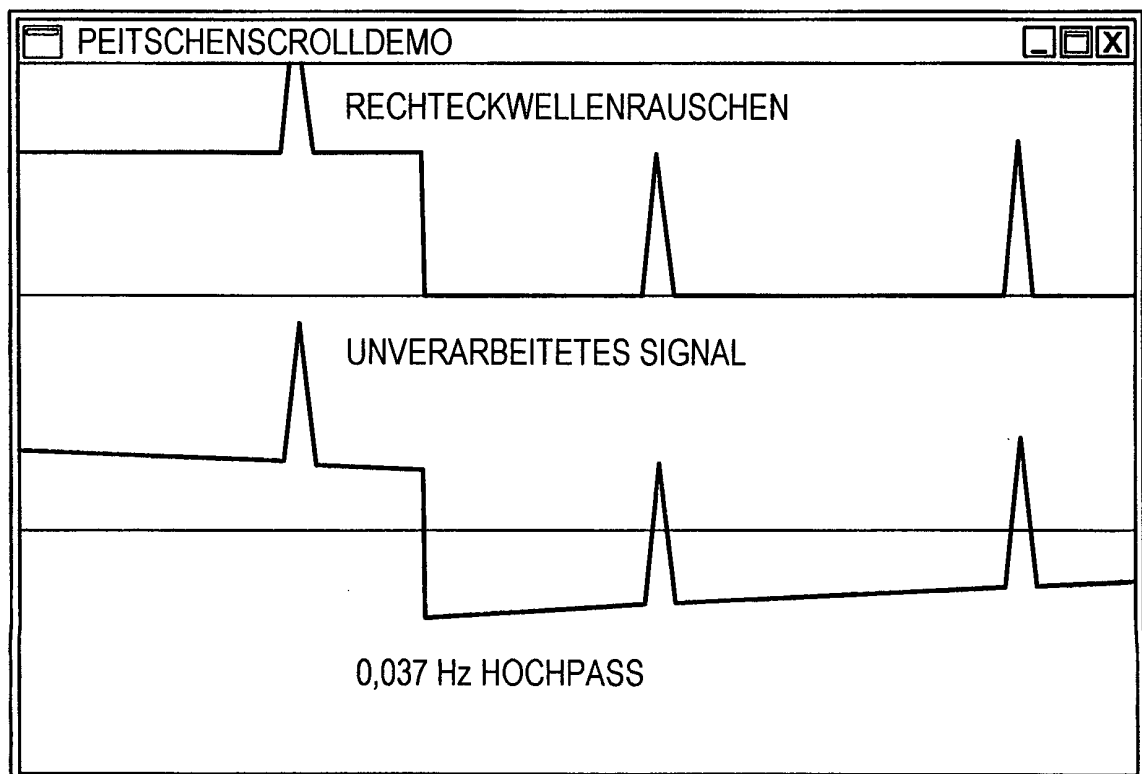


FIG. 3(c)

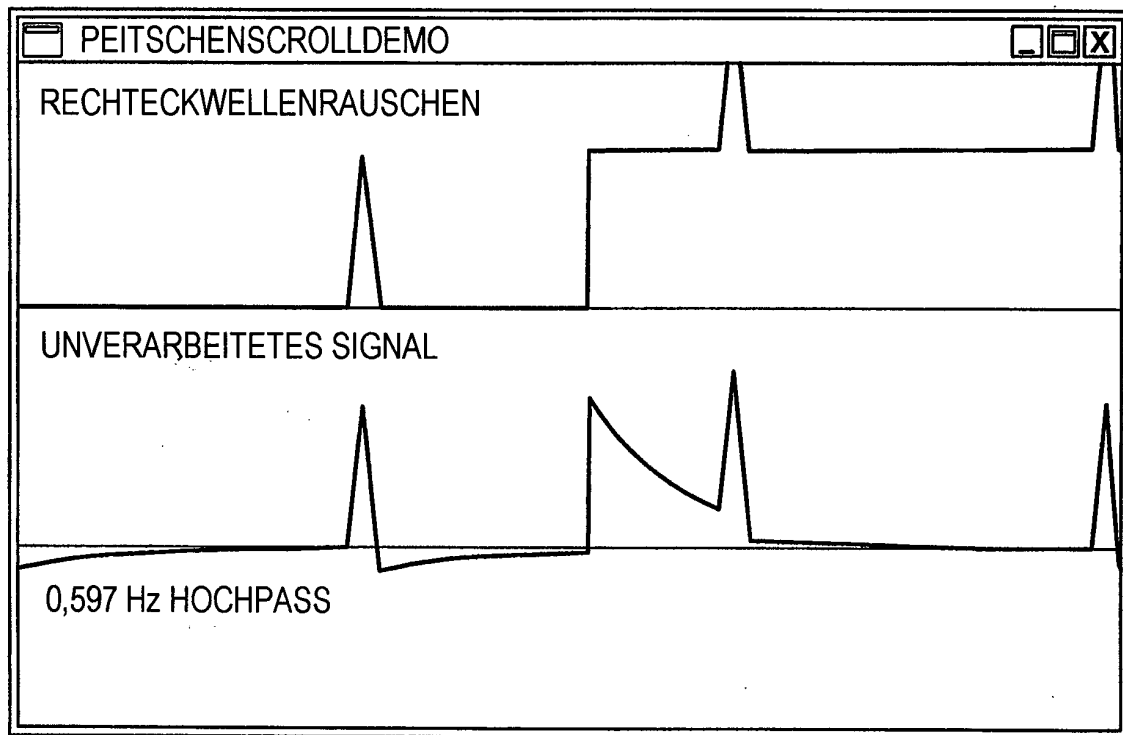
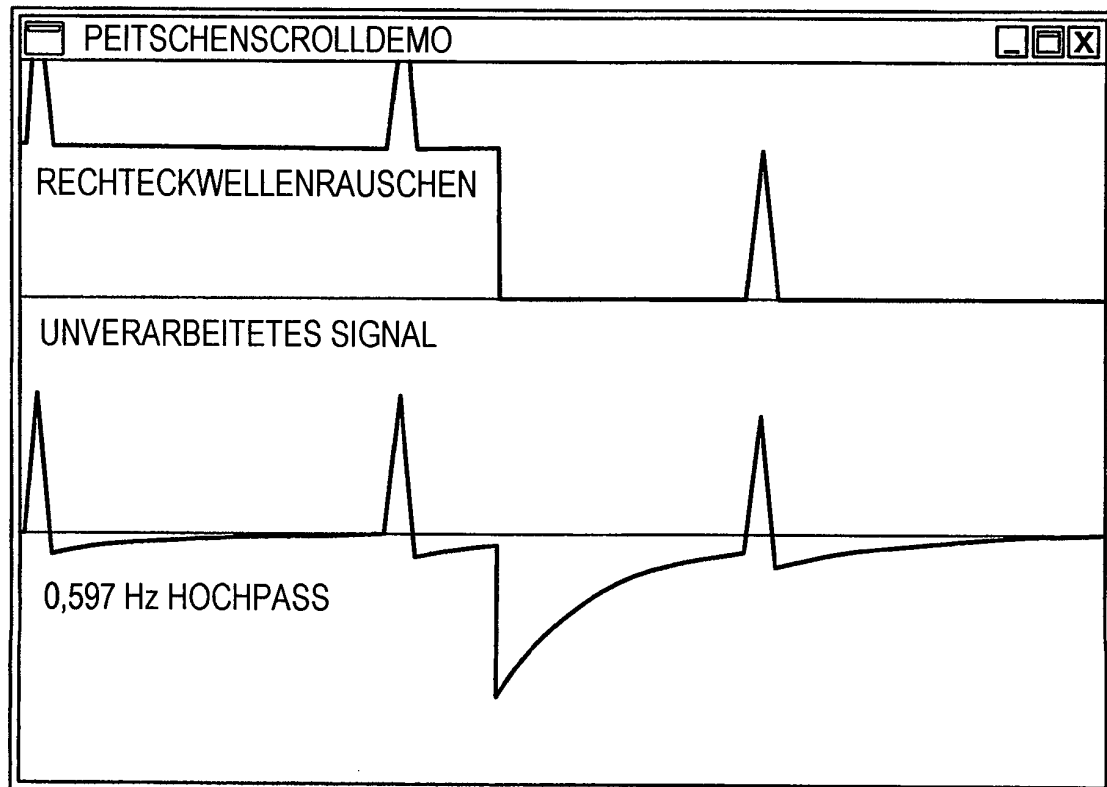
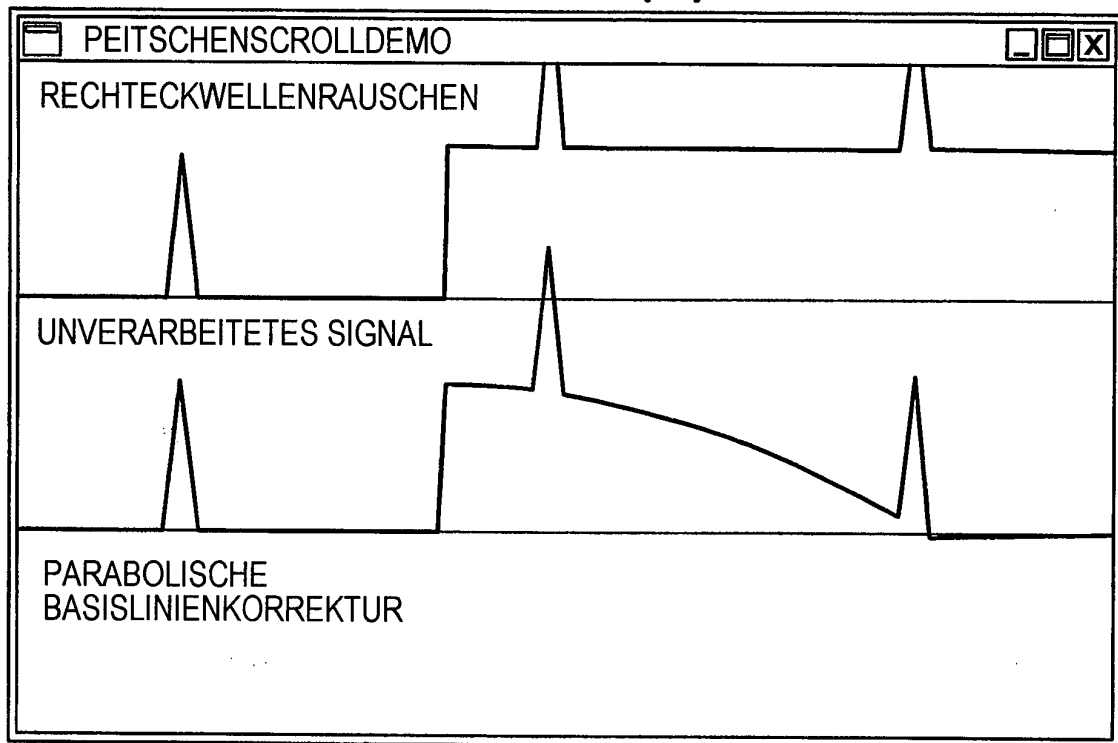


FIG. 3(d)



**FIG. 3(e)**



**FIG. 3(f)**

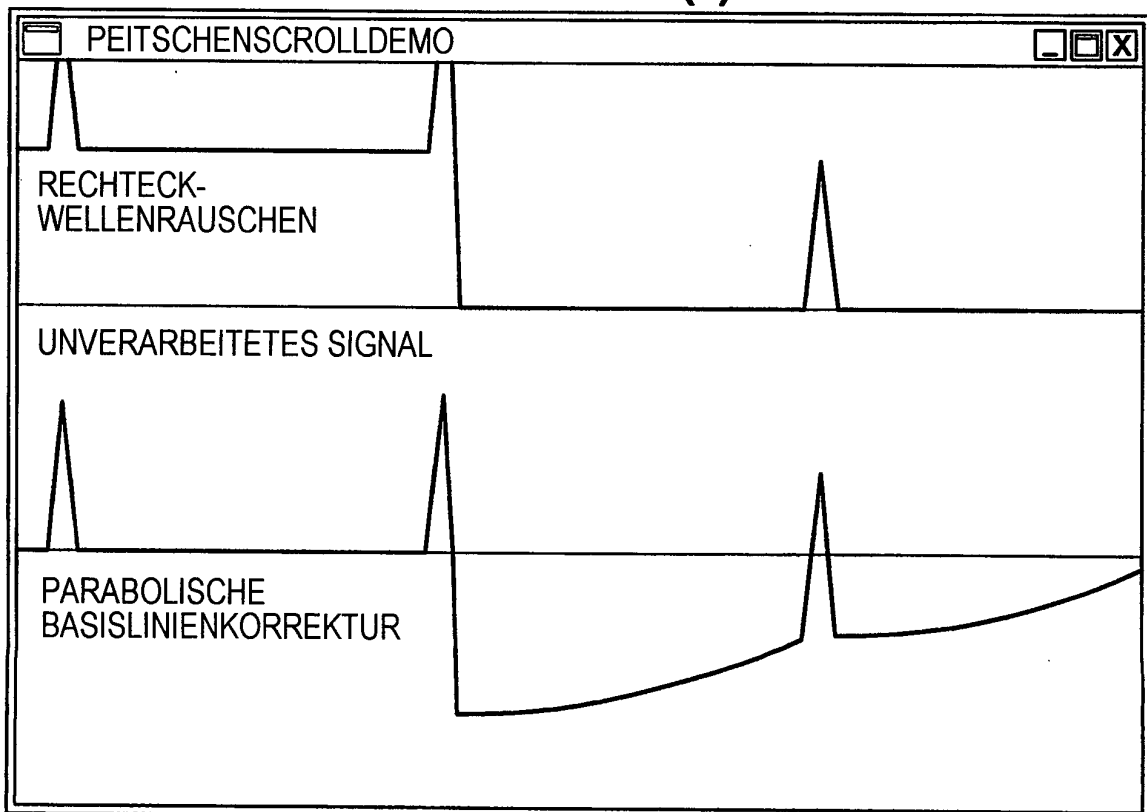


FIG. 4

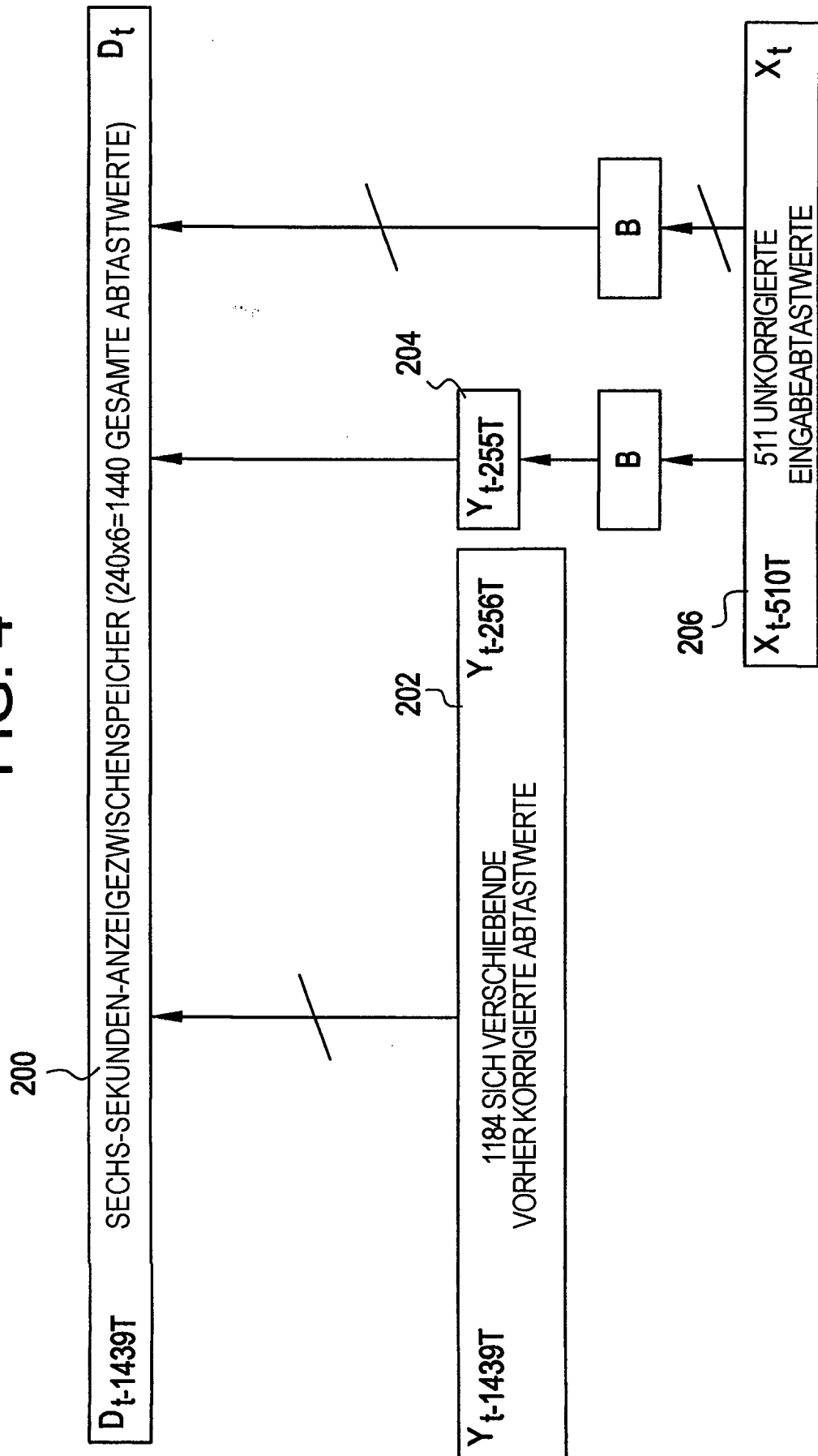


FIG. 5





FIG. 6(a)

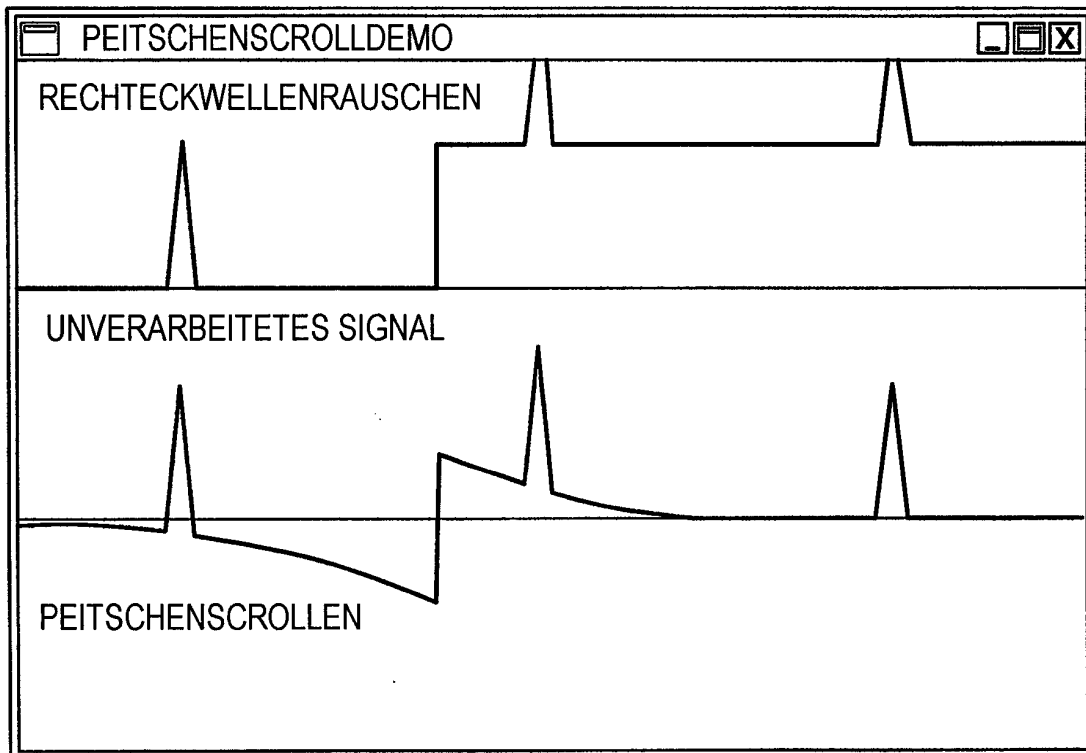


FIG. 6(b)

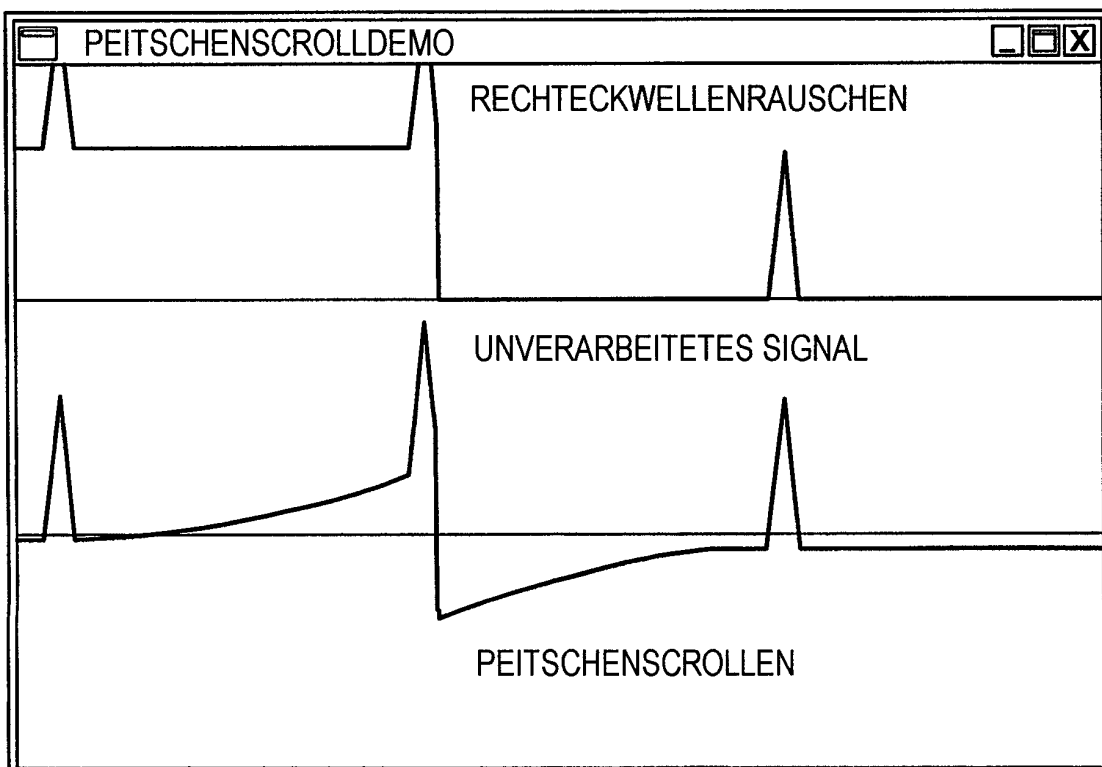


FIG. 7(a)

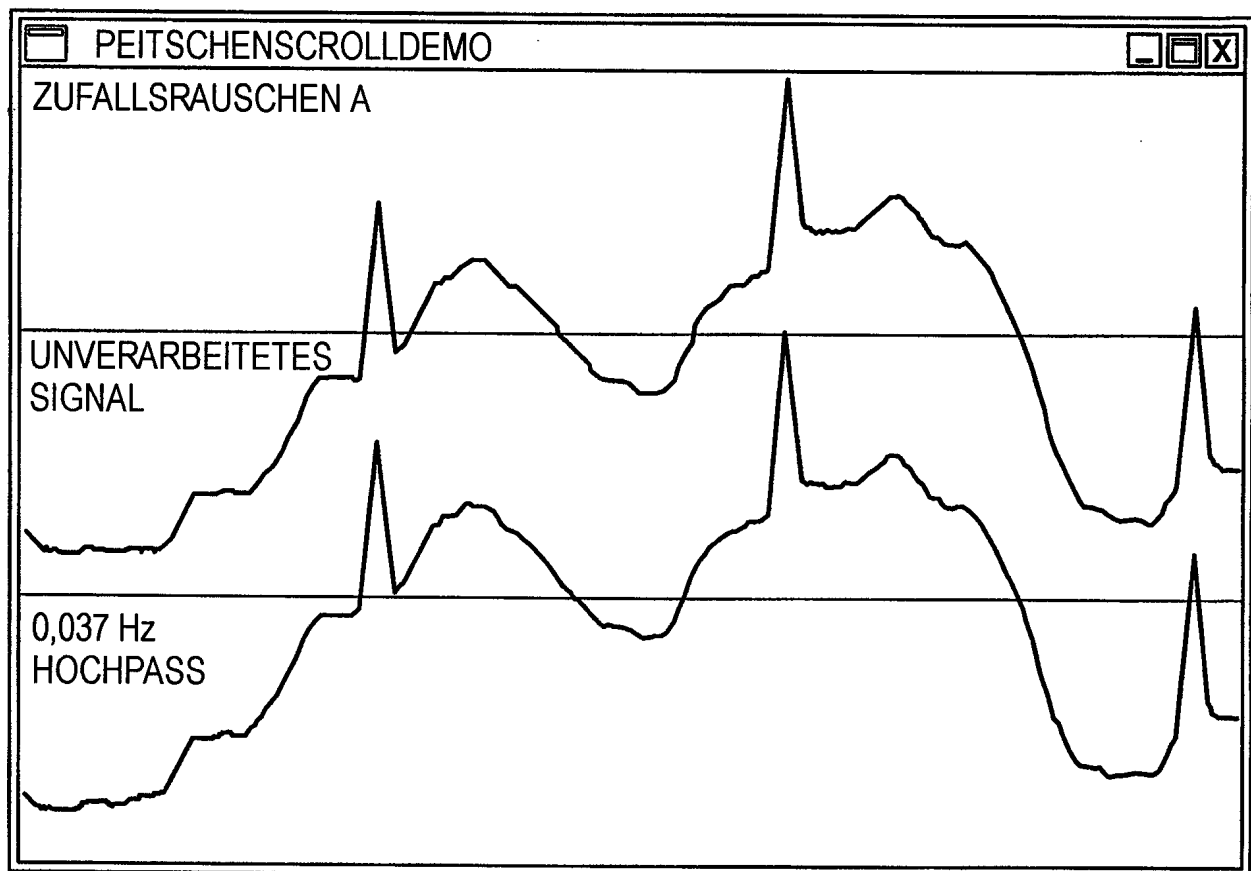


FIG. 7(b)

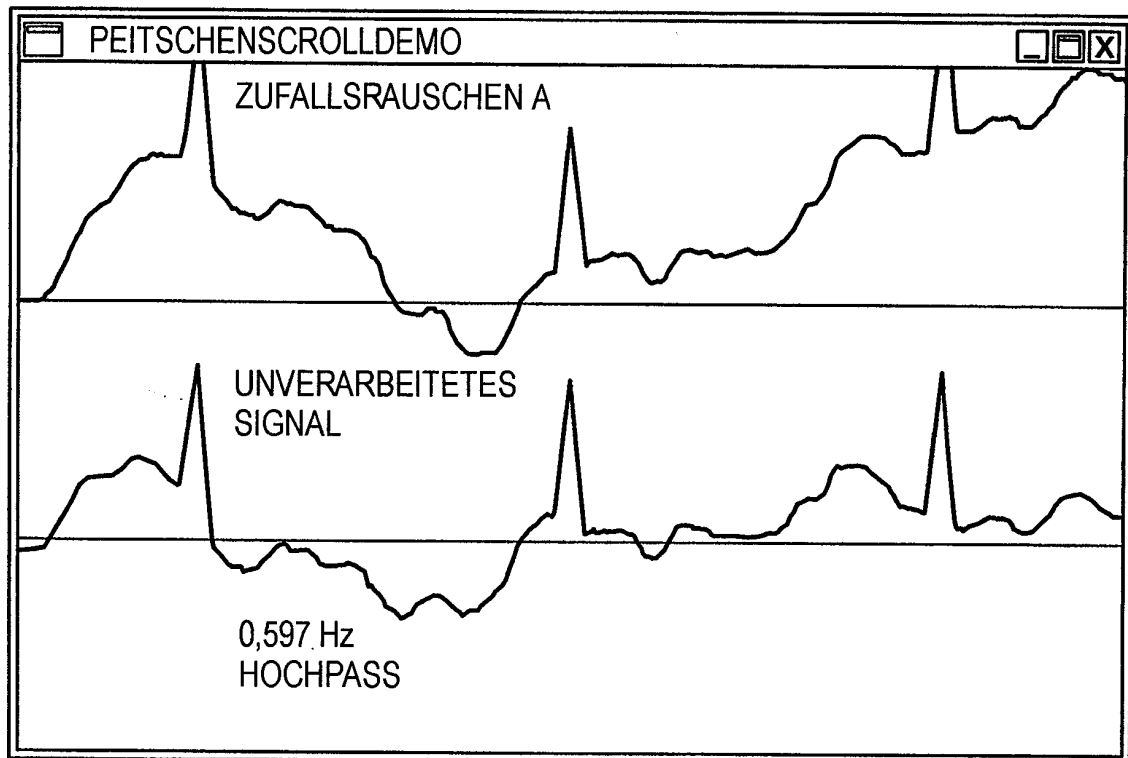


FIG. 7(c)

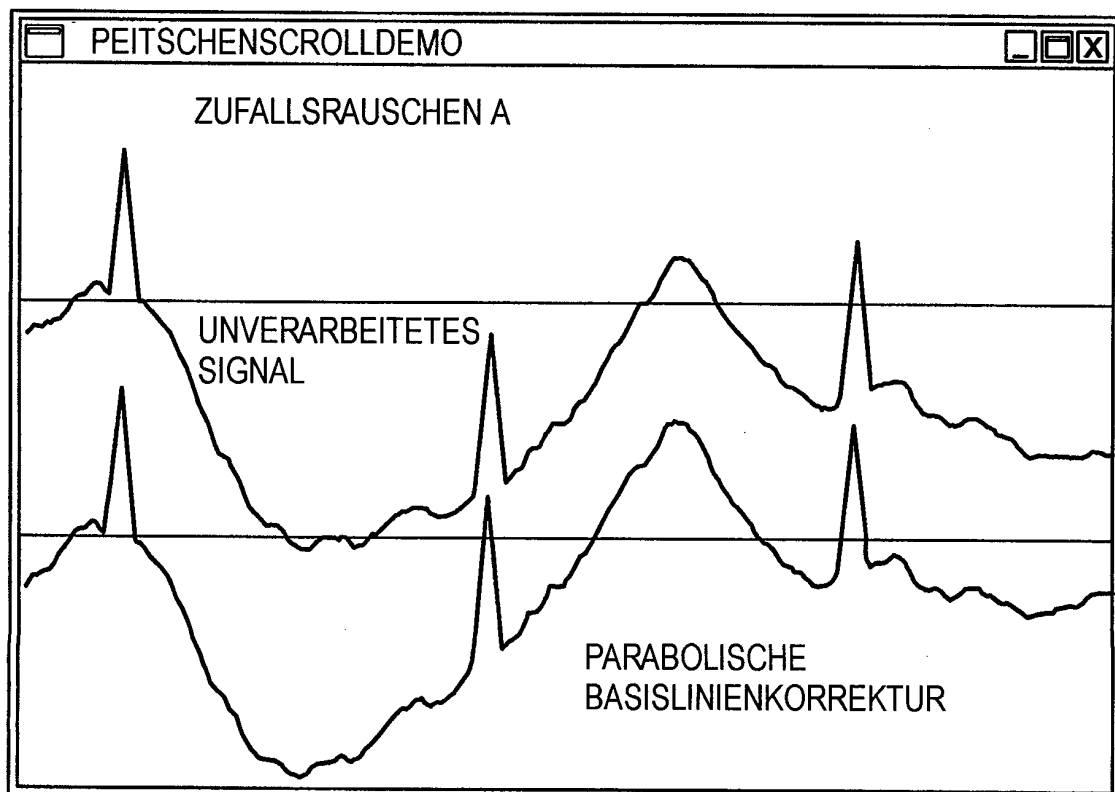


FIG. 8(a)

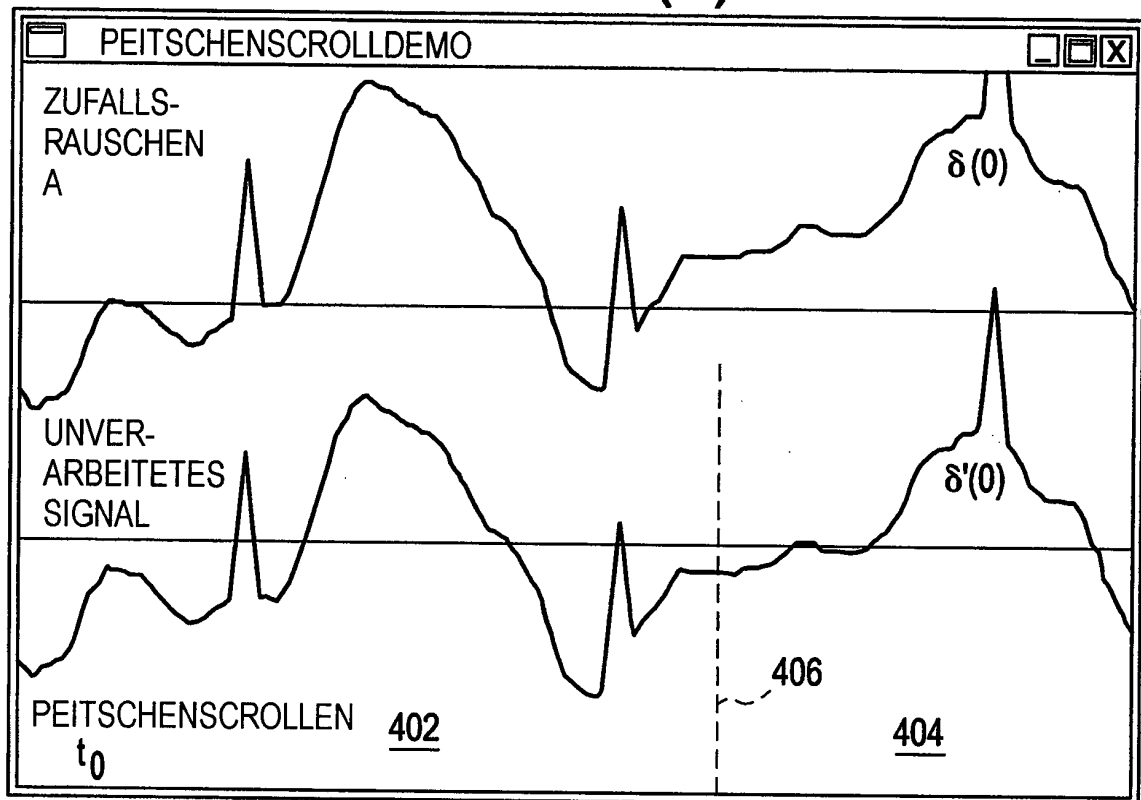


FIG. 8(b)

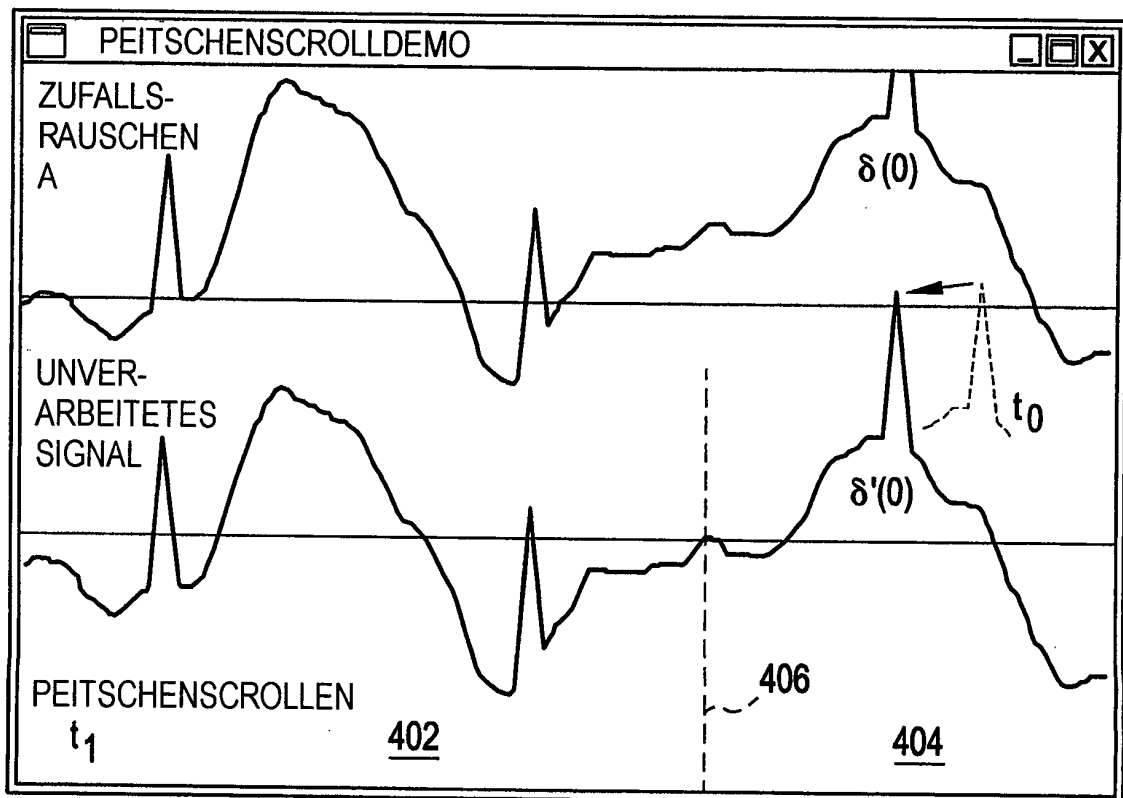


FIG. 8(c)

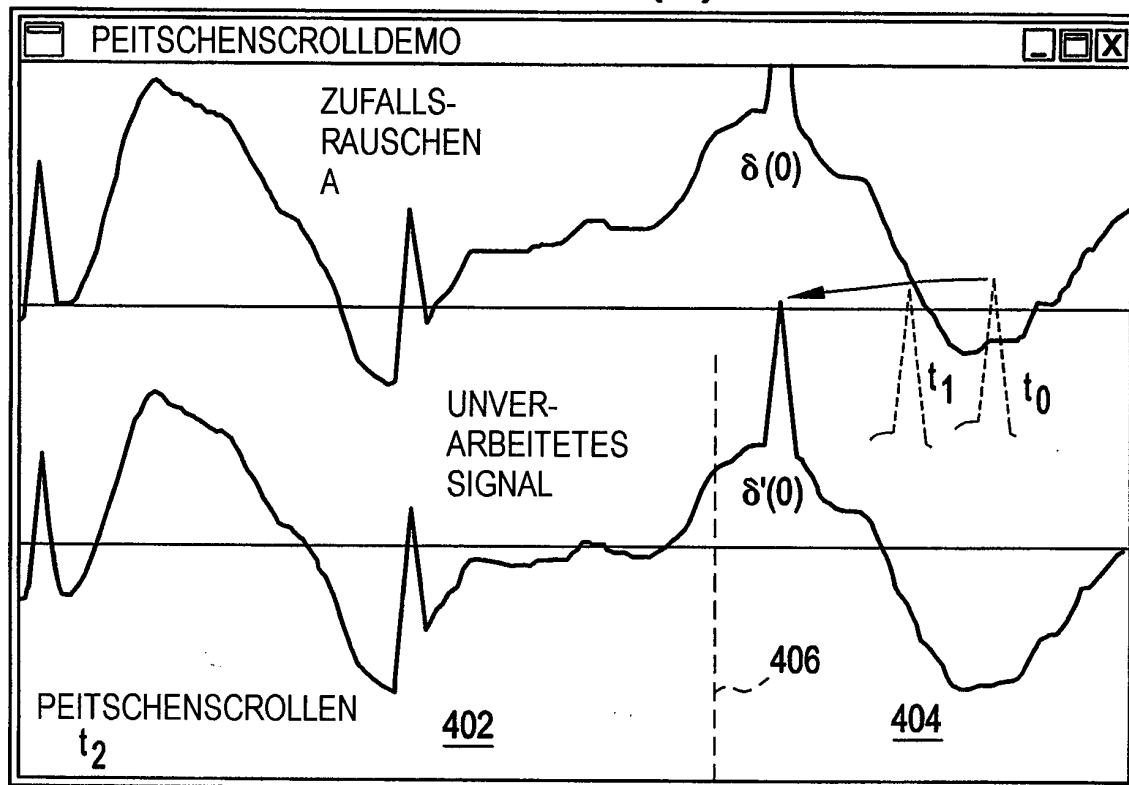


FIG. 8(d)

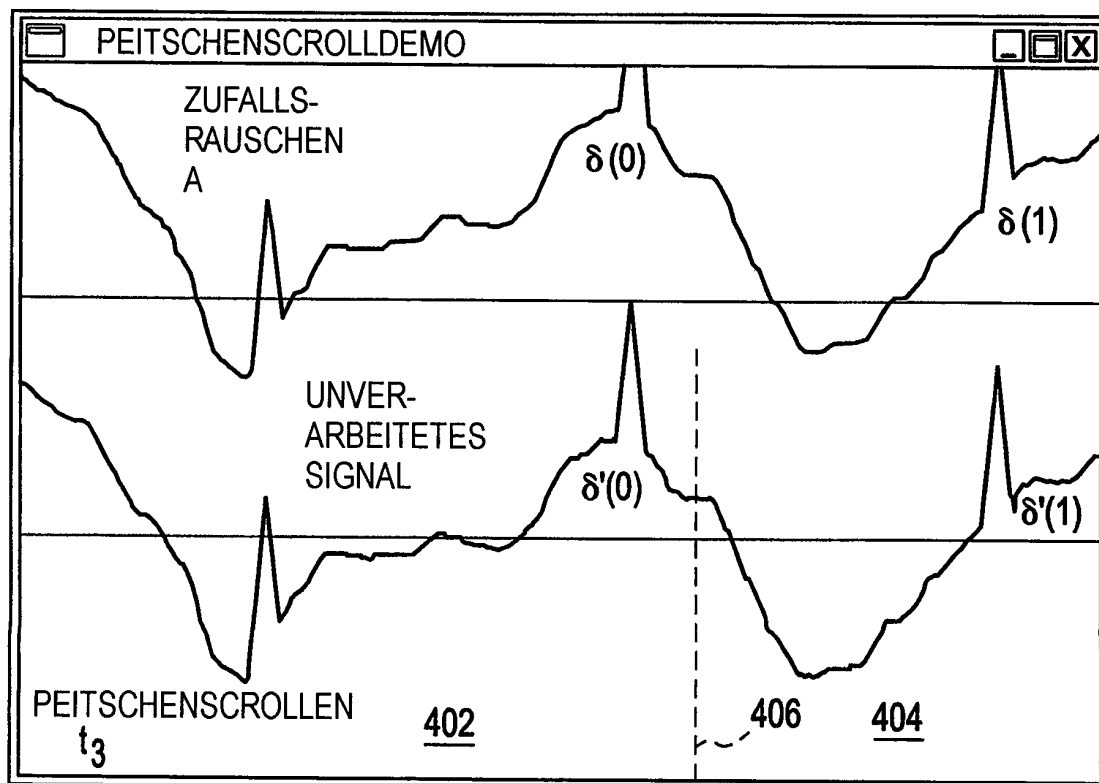


FIG. 8(e)

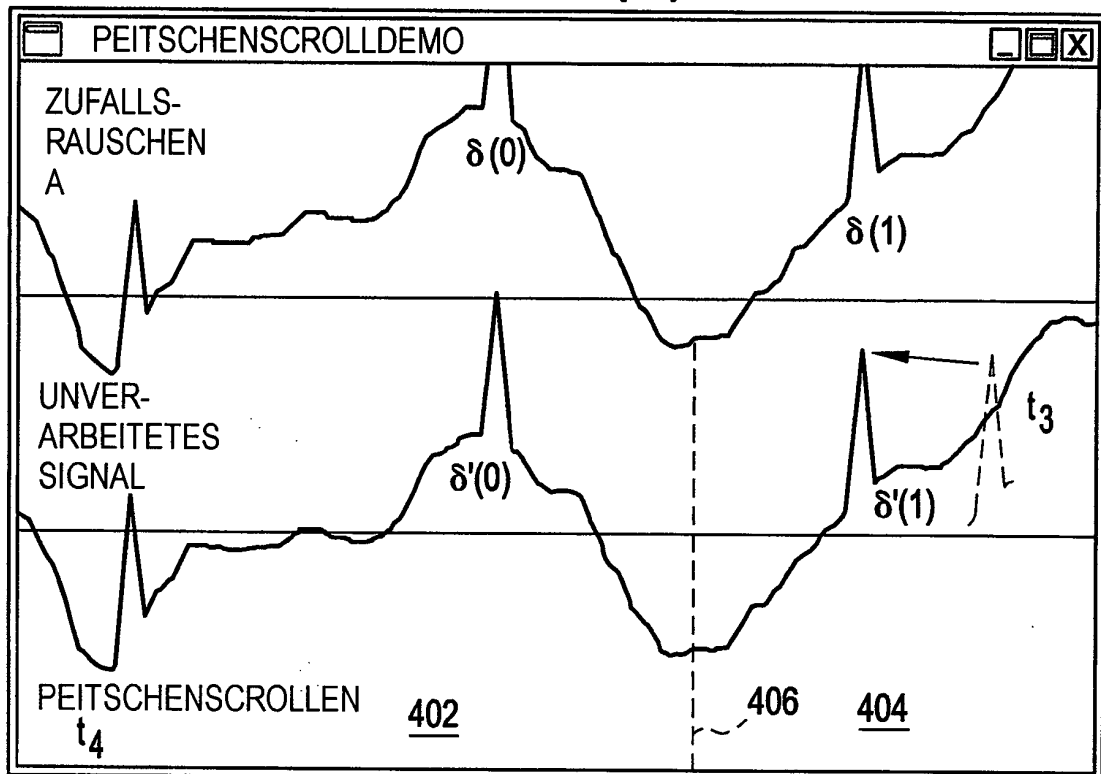


FIG. 8(f)

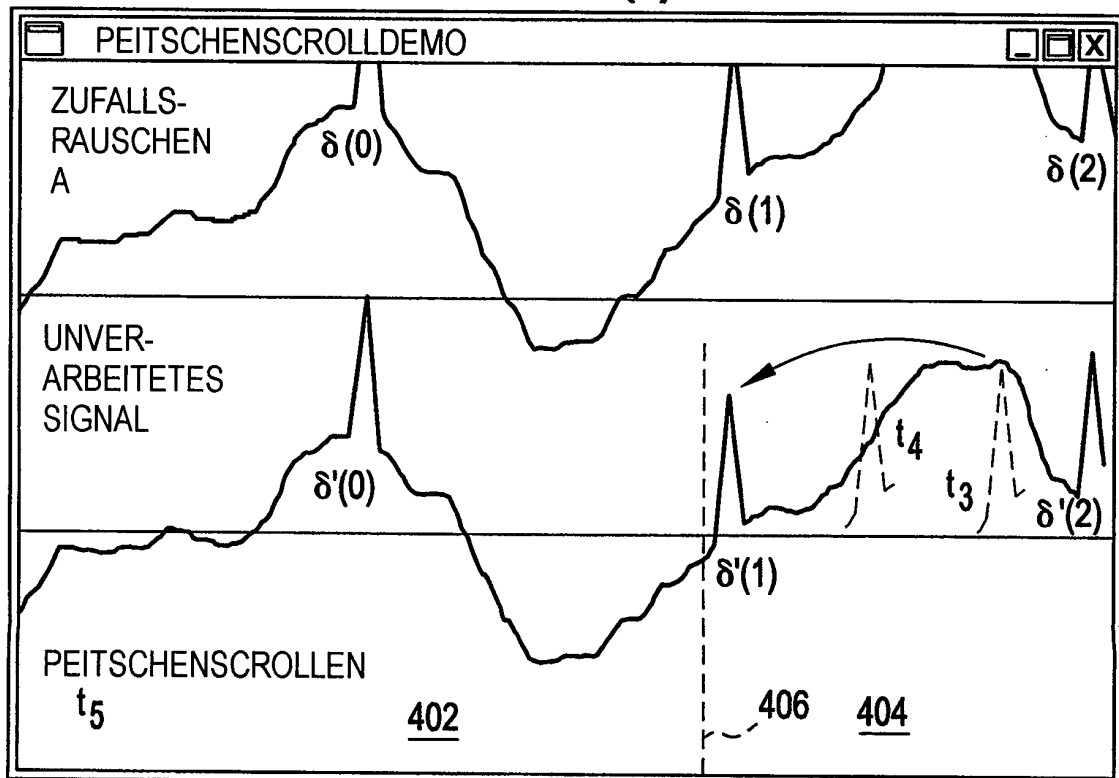


FIG. 8(g)

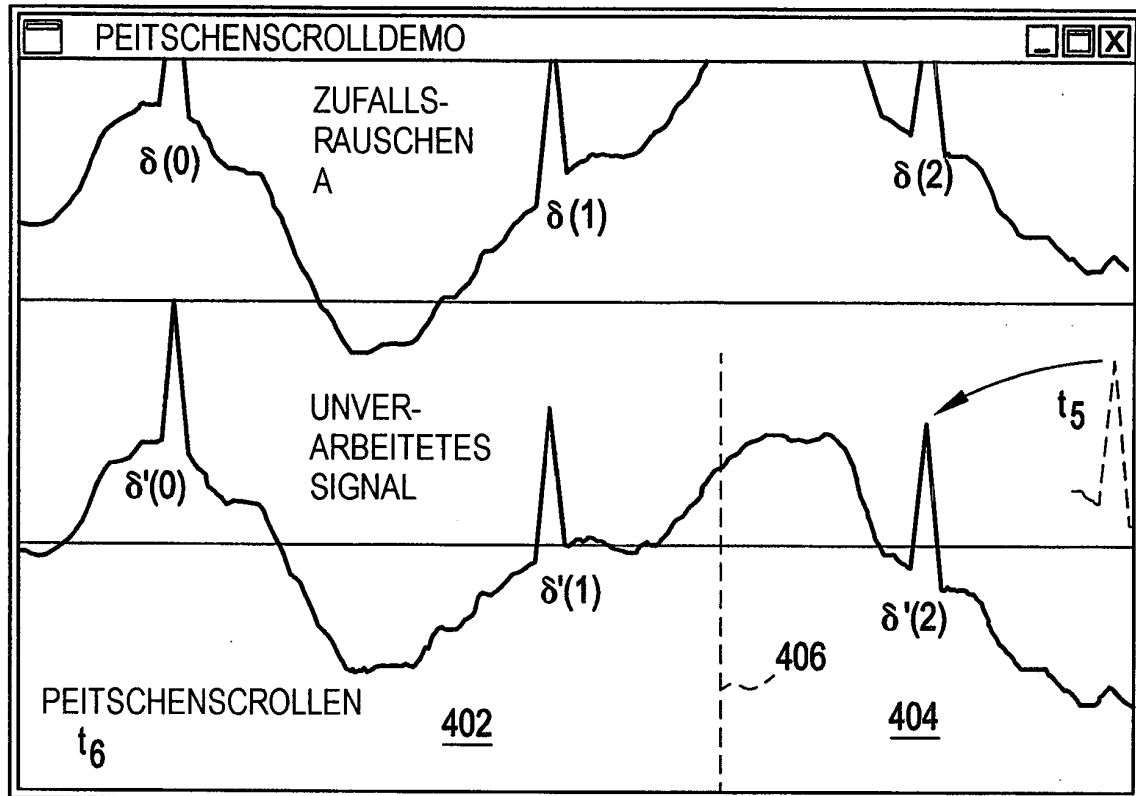


FIG. 8(h)

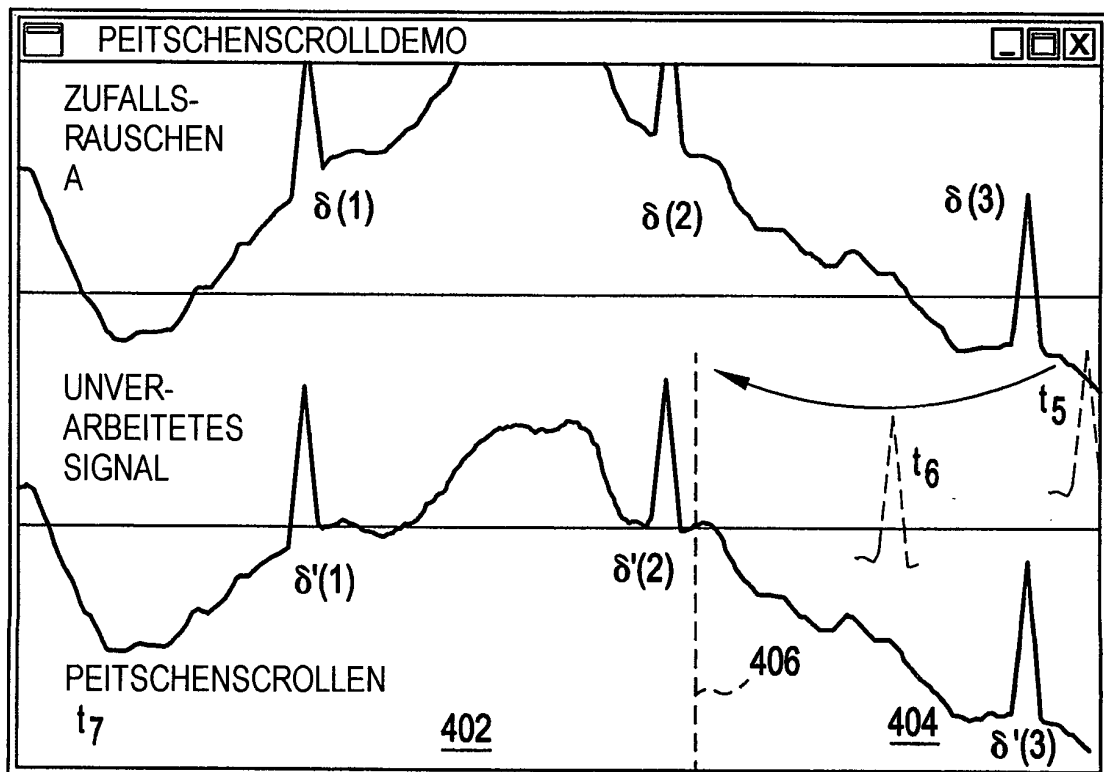


FIG. 9(a)

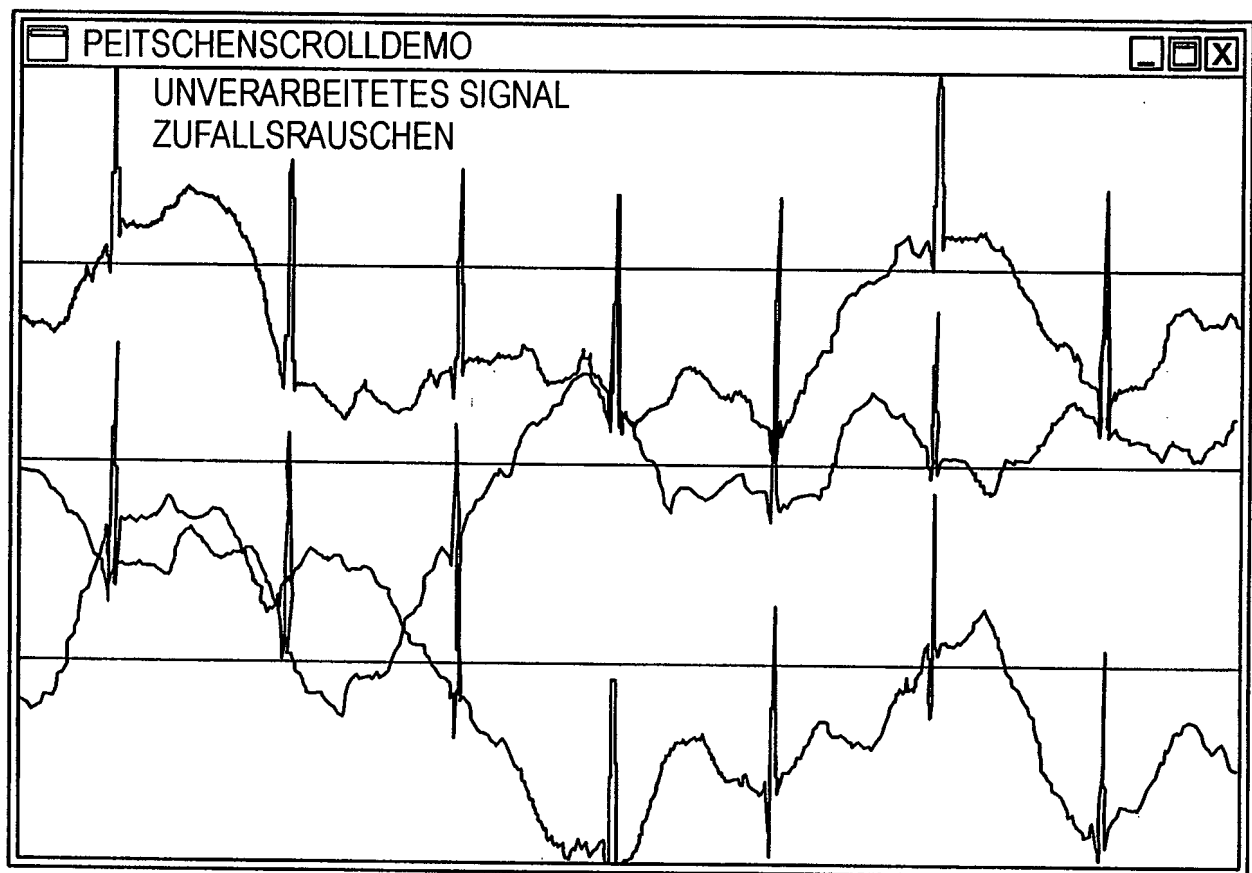




FIG. 9(b)

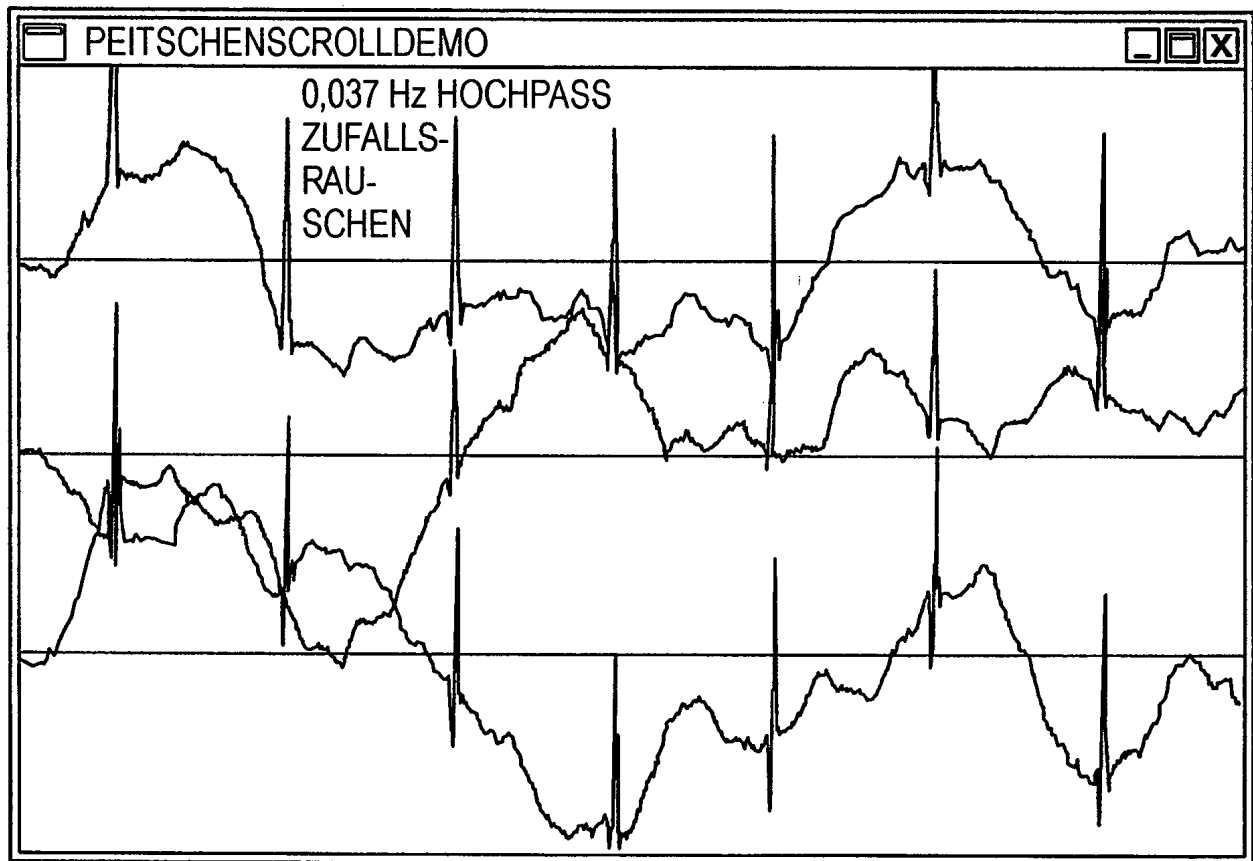
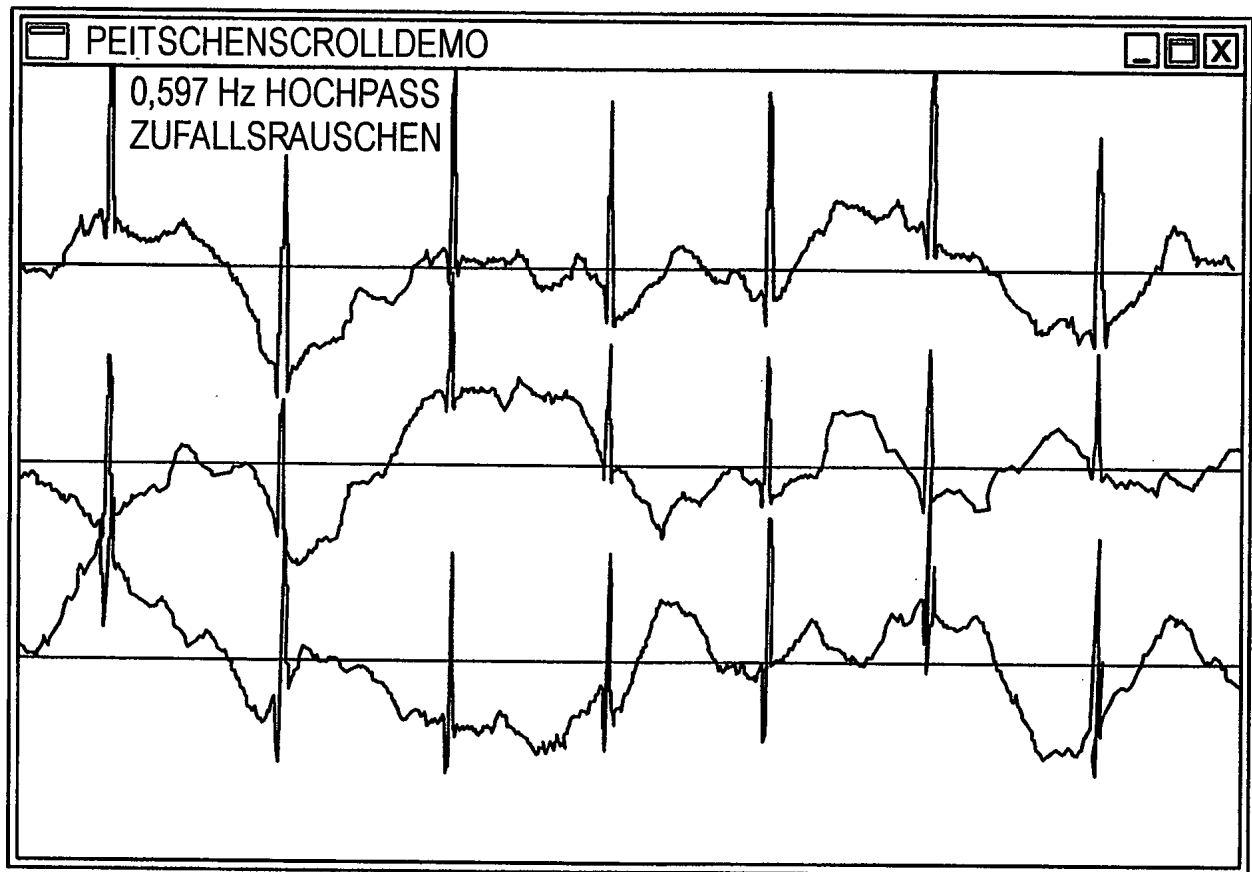


FIG. 9(c)



**FIG. 9(d)**

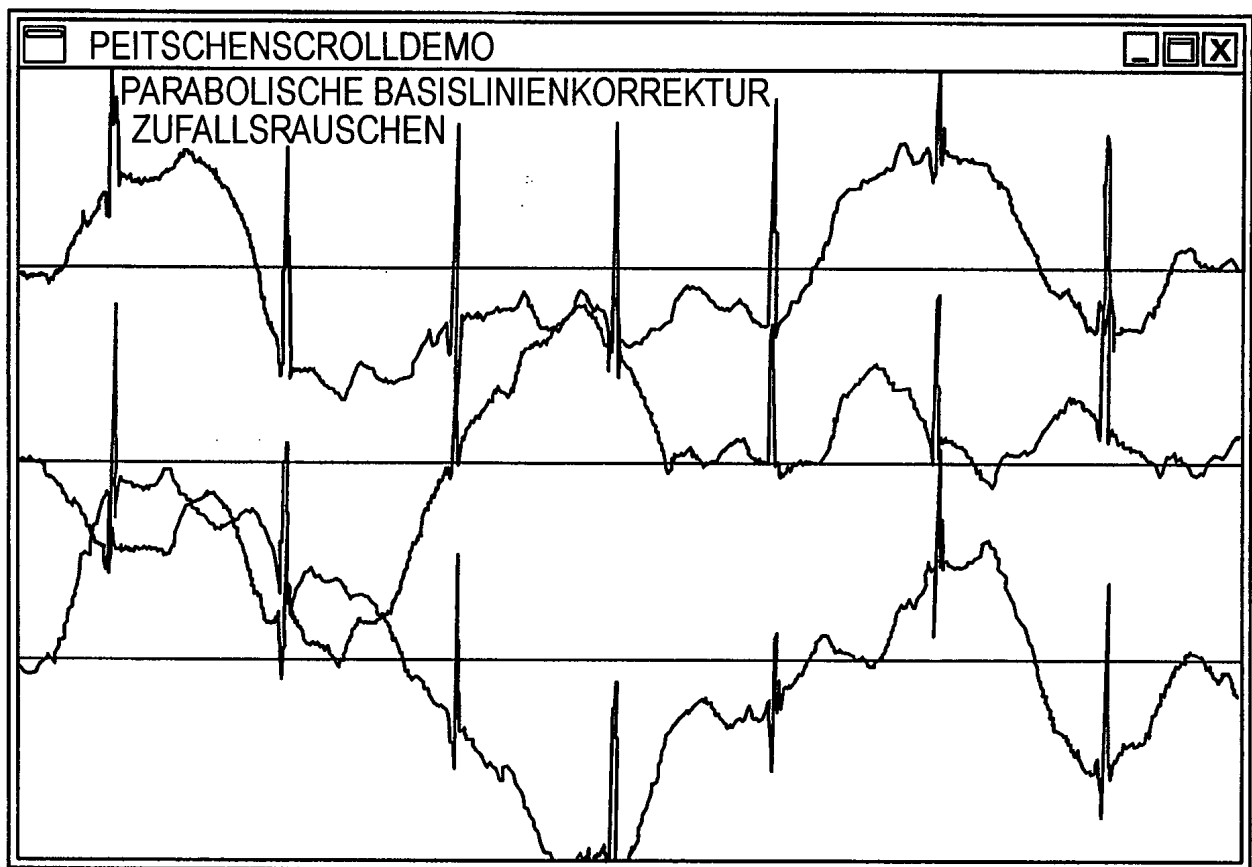


FIG. 9(e)

